



Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante

Coralie Villa

► To cite this version:

Coralie Villa. Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes de la vie courante. Biomécanique [physics.med-ph]. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2014. Français. NNT : 2014ENAM0002 . pastel-01064361

HAL Id: pastel-01064361

<https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-01064361>

Submitted on 16 Sep 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

École doctorale n°432 : Science des métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “ Biomécanique ”

présentée et soutenue publiquement par

Coralie VILLA

le 17 février 2014

**Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en
situations contraignantes de la vie courante**

Directeur de thèse : **François LAVASTE**
Co-encadrement de la thèse : **Hélène PILLET**

Jury

M. Philippe GORCE, Professeur, HANDIBIO, Université du Sud Toulon Var, Toulon
Mme. Laurence CHEZE, Professeur, LBMC, INRETS-UCBL, Lyon
M. Georges-François PENNECOT, Professeur, Hôpital Robert Debré, Paris
M. Aurelio CAPPOZZO, Professeur, LABLAB, Università degli Studi di Roma "Foro Italico", Rome
M. Noël MARTINET, Docteur, IRR, UGECAM Nord –Est, Nancy
Mme. Patricia THOREUX, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
M. François LAVASTE, Professeur émérite, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mme. Hélène PILLET, Maître de conférences, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mme Pascale FODE, Docteur, Directrice du CERAH, Institution Nationale des Invalides, Paris
Mme. Wafa SKALLI, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris

Président
Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Invité
Invité

**Arts et Métiers ParisTech - Centre de Paris
Laboratoire de Biomécanique**

**T
H
È
S
E**

A mes parents et Alain

A Josette

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier tout particulièrement mes encadrants de thèse.

Je remercie M le Pr François Lavaste, professeur émérite du Laboratoire de Biomécanique pour m'avoir dirigée dans ce travail de thèse en me transmettant sa rigueur et sa pédagogie pour expliquer simplement des aspects compliqués de la biomécanique.

Je tiens à remercier sincèrement Mme Hélène Pillet, maître de conférences, co-encadrante de ce travail, pour sa présence au quotidien, sa grande disponibilité et ses encouragements. Son enthousiasme, sa ténacité et son expérience ont été moteurs pour mener à bien ce travail. Je la remercie également de m'avoir impliquée dans l'enseignement et diverses activités qui m'ont été très enrichissantes. La qualité de nos relations professionnelles et humaines a constitué un atout majeur dans la réalisation de ce travail.

Je remercie Mme le Pr Laurence Chèze Mr le Pr Georges-François Penneçot d'avoir accepté de rapporter ces travaux de thèse.

Je remercie également M le Pr Aurelio Cappozzo, M le Pr Philippe Gorce de me faire l'honneur de participer au jury en tant qu'examinateurs.

Je remercie M le Dr Noël Martinet d'avoir accepté de faire partie du jury de thèse et pour son implication dans le projet et ses conseils.

Je remercie Mme le Pr Patricia Thoreux d'avoir accepté d'être examinateur de ce travail de thèse et pour son expertise clinique dans le projet.

Je remercie Mme le Dr Pascale Fodé, directrice du CERAH, d'avoir accepté de faire partie du jury de thèse et pour avoir contribué aux expérimentations avec les patients.

Je remercie Mme le Pr Wafa Skalli pour son accueil dans le laboratoire LBM et d'avoir accepté de faire partie du jury de thèse.

Je remercie l'Agence Nationale de la Recherche qui a financé le projet APSIC (ANR-2010-TECS-020.) dans lequel s'inscrit cette thèse. Je remercie chacun des partenaires impliqués dans le projet APSIC.

J'adresse mes remerciements à toute l'équipe de l'INI-CERAH impliquée dans le projet. Je remercie Mme le Dr Pascale Fodé, Mr Nourredine El Fettahi et Mme Christine Philippon. Merci à toute l'équipe de l'antenne du CERAH à Créteil : Christian, Didier, Geneviève, Jeremy et Thierry pour leur accueil, leur enthousiasme sur le projet, leur gentillesse et leur rôle essentiel pour le recrutement et l'accueil des patients. Merci beaucoup à Joseph Bascou pour son aide pendant les manips, sa bonne humeur et pour m'avoir expliqué « mouvement » la première fois que je suis venue au CERAH. Je tiens à remercier particulièrement Christophe Sauret et Xavier Drevelle, qui se sont succédés en tant que post-doctorant dans le projet, pour notre collaboration étroite, efficace et agréable au quotidien. Merci Christophe pour les mois sympas passés à travailler ensemble, tes supers ppt et pour tous les

déclics suite à nos discussions. Merci Xavier pour toutes les bonnes journées de travail ensemble, ta patience et tes réponses à mes millions de questions.

Je remercie M Philippe Guérit, directeur général, M François Deboissy, responsable produit, et M Jacky Mille, responsable R&D, de Proteor Handicap Technologie, pour leur implication dans le projet APSIC. Je remercie particulièrement Xavier Bonnet pour sa grande implication, ses conseils et tous nos échanges fructueux.

J'adresse mes remerciements à toute l'équipe de l'IRR qui a travaillé sur le projet : M le Pr Jean Paysant, directeur général technique de l'IRR, M le Dr Noël Martinet, Mme le Dr Isabelle Loiret, Mme Constance Billon, Mme Nathalie Rapin et Mme Marie-Agnès Haldric. Leur implication dans le recrutement des patients, les expérimentations et leur participation aux séminaires APSIC ont été essentiels pour la réalisation de mes travaux de thèse.

Merci aux étudiants qui ont travaillé sur le sujet et que j'ai encadré pendant mon projet de thèse Romain Labouille, Vincent Pourtier, Jean Hée et Boris Dauriac. Merci aussi à Katerina Kollia étudiante en master, avec qui j'ai travaillé pendant les six premiers mois de ma thèse. Merci à Valentine Faye étudiante en master au CERAH qui a prêté main forte pendant les manips. Enfin, je remercie sincèrement Karine Langlois pour son apport intellectuel et humain essentiel à la réalisation de ces travaux de thèse. Merci pour ton travail et les nombreuses heures passées à réfléchir, analyser, débattre, formuler et relire.

Je remercie les chercheurs avec qui j'ai pu échanger tout au long de ma thèse, et en particulier Arnaud Barré pour son support sur BTK.

J'adresse mes remerciements à tous les patients qui se sont déplacés et ont accepté de participer au protocole, de marcher pendant plusieurs heures dans les laboratoires d'analyse du mouvement. Merci pour leur enthousiasme face au projet et leurs remarques intéressantes et constructives. Merci à tous les volontaires pour avoir pris une demi-journée pour faire partie du corridor de sujets contrôle.

Je remercie tous les membres du Laboratoire de Biomécanique. Merci particulièrement à tous ceux qui m'ont encouragée pendant la rédaction. Merci à mes co-bureaux qui se sont succédés : Barbara, Christophe, Guillaume, Laure-Lise, Rivka et Xavier. Merci à la « team mouvement » pour leur aide scientifique, leur soutien moral et leur humour au quotidien, merci d'avoir rendu ces trois années très agréables. Merci aussi à mes compagnons de pauses café.

Merci à Cohiba Jack Flickr et son modèle pour leur temps et la qualité des photos.
Clin d'œil à Yohan qui a contribué à mes débuts dans la recherche.

Je remercie tous mes amis proches qui ont su être présents pendant ces trois années. Merci pour leur soutien tout au long de la thèse et pendant cette longue période de rédaction. Merci d'être là dans tous les moments intenses (détente, joie et coups durs).

Enfin je tiens à remercier ma famille, présence rassurante, essentielle et permanente. Merci pour votre soutien, vos encouragements et tous nos rires. Votre implication et vos conseils m'ont été précieux dans ce travail.

TABLE DES MATIERES

Introduction générale 1

Partie I : Mise en place du protocole pour l'analyse cinématique et dynamique de la marche en situations contraignantes des sujets amputés 7

Chapitre I : Etat de l'art de l'étude de la marche en situations contraignantes : dispositifs et protocoles. 9

1. Etat de l'art de l'analyse de la marche en pente : dispositifs et protocoles 10
2. Etat de l'art de l'analyse de la marche en escaliers : dispositifs et protocoles 14
3. Etat de l'art de l'analyse de la marche en dévers : dispositifs et protocoles..... 18
4. Bilan et préconisation pour la mise en place du protocole 20
 - 4.1. Conditions de marche 20
 - 4.2. Dimensionnement des dispositifs..... 20
 - 4.3. Nombre de sujets..... 21
 - 4.4. Protocole de mesures 22
 - 4.5. Conclusion pour la mise en place du protocole..... 22

Chapitre II : Travail personnel : Mise en place du protocole pour l'analyse de la marche des sujets amputés en situations contraignantes. 23

1. Recrutement des sujets 24
2. Matériel 24
 - 2.1. Sites d'investigation 24
 - 2.2. Reproduction des situations et instrumentation..... 25
 - 2.3. Positionnement des marqueurs et utilisation d'ancillaires 26
3. Protocole expérimental 28
4. Analyse cinématique et dynamique de la marche : méthodes de traitement des données et définition du lexique et des conventions 30
 - 4.1. Définition du cycle de marche 30
 - 4.2. Paramètres spatio-temporels 30
 - 4.3. Paramètres cinématiques 31
 - 4.3.1. Modèle segmentaire 31
 - 4.3.2. Repères anatomiques et méthodes de calcul des angles 31
 - 4.4. Paramètres dynamiques 32
 - 4.4.1. Torseur des efforts de réaction du sol : Création de plateformes de force virtuelles 32
 - 4.4.2. Torseur des efforts de réaction du sol : Repères de projections, normalisation et conventions 33
 - 4.4.3. Modèle inertiel..... 35
 - 4.4.4. Calcul des moments et des puissances articulaires 35
 - 4.5. Paramètres fonctionnels..... 40
 - 4.6. Exploitation des données..... 40
 - 4.6.1. Présentation des résultats cinématiques et dynamiques : courbes et paramètres..... 40
 - 4.6.2. Caractérisation des adaptations : calcul des variations des paramètres 42
 - 4.6.3. Lexique et conventions de signe des angles et moments 42
5. Synthèse du chapitre 53

Chapitre III : Evaluation de la précision du protocole 55

1. Analyse bibliographique de l'évaluation de la précision d'un protocole d'analyse du mouvement... 56
 - 1.1. Analyse cinématique..... 56

1.1.1.	Sources d'incertitudes.....	56
1.1.2.	Répercussion sur les résultats cinématiques	57
1.2.	Analyse dynamique : Sources d'incertitude et répercussions sur les résultats dynamiques	58
1.2.1.	Incertitudes sur le modèle inertiel	59
1.2.2.	Incertitudes sur la position des centres articulaires	59
1.2.3.	Incertitudes liées au calcul des accélérations du centre de gravité des segments.....	60
1.2.4.	Incertitudes dans le terme de contact : incertitudes sur la position du centre de pression et la mesure du torseur des efforts dans la plateforme de force.....	60
1.2.5.	Contribution relative sur le calcul des efforts intersegmentaires.....	61
1.3.	Interprétation des analyses cinématiques et dynamiques en clinique.....	62
1.4.	Synthèse.....	63
2.	Travail personnel : Validation du protocole mis en place	63
2.1.	Identification des incertitudes de mesure dans le protocole de l'étude	63
2.2.	Matériel et méthodes	64
2.2.1.	Estimation de l'incertitude dans le calcul des variations des positions angulaires des articulations pendant les adaptations aux situations.....	64
2.2.2.	Estimation de l'incertitude sur la position du centre de pression dans les situations contraignantes avec les plateformes de force virtuelles.....	65
2.3.	Résultats et discussion	66
2.3.1.	Estimation de l'incertitude dans le calcul des variations des positions angulaires des articulations pendant les adaptations aux situations.....	66
2.3.2.	Estimation de l'incertitude sur la position du centre de pression dans les situations contraignantes avec les plateformes de force virtuelles.....	68
3.	Synthèse du chapitre	69
	Bilan de la partie I.....	71
	<i>Partie II : Mise en place de la référence à plat et en situations contraignantes</i>	<i>73</i>
	Chapitre IV : Analyse de la locomotion sur sol plan horizontal des sujets asymptomatiques et amputés	75
1.	Analyse bibliographique de la marche à plat des sujets amputés.....	76
1.1.	Sujets amputés transtibiaux	76
1.1.1.	Amputation transtibiale et appareillage	76
1.1.2.	Analyse bibliographique de la locomotion à plat des personnes amputées transtibiales dans le plan sagittal	77
1.2.	Sujets amputés transfémoraux.....	79
1.2.1.	Amputation transfémorale et appareillage.....	79
1.2.2.	Analyse bibliographique de la locomotion à plat des personnes amputées transfémorales dans le plan sagittal	80
1.3.	Analyse comparative de la marche à plat dans le plan frontal des sujets amputés de membre inférieur par rapport aux sujets asymptomatiques	83
1.4.	Bilan	88
2.	Travail personnel : Mise en place des bases de données de sujets amputés et asymptomatiques sur sol plan horizontal	89
2.1.	Base de données des sujets contrôles	89
2.1.1.	Présentation	89
2.1.2.	Comparaison du corridor avec la littérature	89
2.2.	Base de données des sujets amputés	90
2.2.1.	Présentation	90
2.2.2.	Comparaison à la littérature	94

2.2.3. Variabilité inter-individuelle de la locomotion des sujets amputés.....	100
3. Synthèse du chapitre	101
Chapitre V : Analyse de la locomotion des sujets asymptomatiques en situations contraignantes : pentes et dévers	103
1. Analyse des adaptations des sujets asymptomatiques en pentes	104
1.1. Analyse bibliographique de la locomotion des sujets asymptomatiques en pentes	104
1.2. Travail personnel : Création des corridors des sujets asymptomatiques en pentes et comparaison à la littérature.....	107
1.2.1. Création des corridors de sujets asymptomatiques en pentes.....	107
1.2.2. Comparaison à la littérature : Méthode.....	108
1.2.3. Comparaison à la littérature : Résultats et Discussion.....	109
1.3. Bilan des adaptations des sujets asymptomatiques en pentes	110
2. Analyse des adaptations des sujets asymptomatiques en dévers.....	111
2.1. Analyse bibliographique de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers	111
2.2. Travail personnel : Analyse de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers	113
2.2.1. Matériel et Méthodes	113
2.2.2. Résultats.....	118
2.2.3. Discussion.....	123
3. Synthèse du chapitre	126
Bilan de la partie II :	127
Partie III : Analyse de la locomotion des sujets amputés en situations contraignantes : pentes et dévers.....	129
Chapitre VI : Analyse de la locomotion des sujets amputés en dévers.....	131
1. Analyse bibliographique de la locomotion des sujets amputés en dévers.....	132
2. Travail personnel : Analyse de la locomotion des sujets amputés en dévers	132
2.1. Problématique et hypothèses.....	132
2.2. Matériel et Méthodes.....	133
2.2.1. Sujets.....	133
2.2.2. Cycles des membres inférieurs à plat et en dévers.....	134
2.2.3. Paramètres.....	134
2.2.4. Statistiques.....	136
2.3. Résultats	136
2.3.1. Résultats : Analyse de la marche avec le pied prothétique en amont du dévers et le pied controlatéral en aval du dévers.....	137
2.3.2. Résultats : Analyse de la marche avec le pied prothétique en aval du dévers et le pied controlatéral en amont du dévers.....	144
2.4. Discussion	150
3. Conclusion	154
Chapitre VII : Analyse de la locomotion des patients amputés en pente : Influence des capacités physiques des patients amputés transtibiaux sur leur adaptation biomécanique à la pente	155
1. Introduction.....	155
2. Matériel et Méthodes.....	157
2.1. Sujets.....	157
2.2. Protocole.....	157
2.3. Analyse des données	158

2.1. Statistiques	159
3. Résultats	160
3.1. Paramètres musculaires et scores fonctionnels	160
3.2. Corrélations entre les variations des paramètres biomécaniques et les résultats musculaires et fonctionnels	160
4. Discussion	163
5. Conclusion	165
Chapitre VIII : Adaptation de la locomotion entre les situations contraignantes : Evolution de la stratégie de vaulting en pentes et en dévers chez les patients amputés transfémoraux.....	167
1. Analyse bibliographique de la locomotion des patients amputés transfémoraux : passage du pas et locomotion en pentes et en dévers.....	167
2. Définition de la problématique de l'étude	169
3. Matériel et Méthodes.....	170
3.1. Sujets.....	170
3.2. Paramètres spatio-temporels	170
3.3. Identification et quantification du vaulting	170
3.4. Statistiques	171
4. Résultats	172
5. Discussion	175
6. Conclusion	177
Bilan de la partie III.....	179
Conclusion générale.....	181
Figures et Tableaux.....	185
Liste des figures	185
Liste des tableaux	188
Lexique et abréviations.....	191
Références.....	195
Liste des publications et communications.....	211

INTRODUCTION GENERALE

L'amputation de membre inférieur a un impact définitif sur les capacités locomotrices d'une personne, réduisant considérablement son autonomie dans la vie courante (Samuelsson, et al., 2012). En France, les cas d'amputation majeure sont estimés en 2012 entre 90 000 et 100 000 avec une incidence de 8300 nouveaux cas par an (entre 2010 et 2012). Dans 99% des cas, les amputations majeures concernent des amputations transfémorales, transtibiales ou des désarticulations de genou¹. Les étiologies d'amputation sont les amputations vasculaires, traumatiques, congénitales ou d'origine tumorale. Le vieillissement de la population et les problèmes de santé liés à l'obésité, au diabète et aux maladies vasculaires pourrait contribuer, dans les années à venir, à augmenter la prévalence d'amputation d'étiologie vasculaire.

Après l'amputation réalisée par un chirurgien orthopédique ou vasculaire, les patients sont pris en charge par une équipe pluridisciplinaire composée de médecins de rééducation, kinésithérapeutes, orthoprothésistes, ergothérapeutes. Leur premier objectif est de permettre le retour à domicile de la personne amputée : ceci implique de rééduquer la personne pour lui redonner une autonomie de déplacement suffisante.

L'appareillage avec prothèse comporte d'une part le choix du matériel, et d'autre part sa pose sur le patient. Le patient est appareillé avec des composants prothétiques qui doivent restaurer les fonctions des articulations manquantes (cheville, genou) en l'absence d'une partie du contrôle proprioceptif et musculaire. Le matériel prothétique choisi est adapté en fonction de plusieurs paramètres. Entre autres, le projet de vie du patient, la sécurité attendue par le patient, sa vitesse de marche et son confort dans l'emboîture ont une incidence sur les choix réalisés par les thérapeutes. Lors de la pose de la prothèse, l'orthoprothésiste réalise une emboîture, interface entre le moignon et la prothèse moulée sur le patient, et l'alignement de la prothèse, défini comme le réglage de la prothèse dans les différents plans pour une hauteur de talon donnée.

Les patients suivent une rééducation, dite d'apprentissage, qui a pour vocation d'être la plus courte possible dans les centres de rééducation, afin que les patients se rééduquent dans leur environnement quotidien. Cette rééducation est guidée par des protocoles qui dépendent du niveau d'amputation, du matériel prothétique, de l'environnement et du comportement du patient. Elle prend également en compte une large partie cognitive (sensibilité, gestion de la douleur). La rééducation est essentielle pour l'apprentissage, l'accroissement et le maintien des capacités physiques des patients. Au final, c'est le couple capacité physique / appareillage qui déterminera le niveau d'autonomie du patient.

Après un séjour en centre de rééducation 87,9% des patients retournent à la maison². Cependant, 20% des personnes amputées déclarent rencontrer des difficultés lors de la marche à plat, 50% lors de la marche en pente et 46% lors de la marche dans les escaliers (Walker, et al., 1994). Pourtant, ces situations sont rencontrées dans l'environnement quotidien des personnes (Sawers & Hafner, 2013).

¹ Source : mai 2013 de l'Agence Technique de l'Information sur l'Hospitalisation

² Source : National Amputee Statistical Database, Nasdab, GB.

Selon De Laat *et al.* (De Laat, et al., 2013), 47% des patients amputés de membre inférieur doivent monter les escaliers quotidiennement à domicile. De plus, les personnes amputées de membre inférieur jugent qu'il est « très important » (note supérieure à 90 sur un score maximal de 100) d'être capable de marcher dans un environnement urbain (trottoirs, rues, escaliers) (Legro, et al., 2001) (Sawers & Hafner, 2013).

Jusqu'à récemment le matériel prothétique était conçu pour restaurer une marche proche de celle des sujets asymptomatiques sur sol plan horizontal. Les difficultés quotidiennes à la marche des personnes amputées de membre inférieur ont encouragé plus récemment le développement de prothèses aidant à la marche en situations contraignantes (descente de pente et d'escaliers, franchissement d'obstacles). Cependant, il reste encore beaucoup de fonctions mal identifiées et mal restaurées par les composants prothétiques. Les patients mettent en place des compensations pour pallier les limites des composants prothétiques qui impliquent le membre résiduel et le membre controlatéral. Des défauts de marche et boiteries, une augmentation de la sollicitation des articulations conservées, ainsi que des pathologies des membres inférieurs sont observés chez les patients (Bonnet, 2009). Ainsi, l'autonomie de ces personnes reste limitée par diverses situations de la vie quotidienne qui seront qualifiées de contraignantes au regard des difficultés de franchissement qu'elles représentent pour les personnes amputées de membre inférieur. Ces situations sont, en particulier, la montée/descente de pentes, la montée/ descente d'escaliers et la marche en dévers.

L'analyse cinématique et dynamique de la marche peut permettre d'identifier la cause des défauts de marche et d'évaluer les améliorations apportées par le développement de nouveaux composants prothétiques ou de nouveaux protocoles de rééducation sur la locomotion (Goujon, 2006) (Bonnet, 2009). Comme la locomotion dépend des possibilités fonctionnelles des patients, des évaluations cliniques et fonctionnelles sont également utilisées en rééducation pour caractériser l'état d'un patient amputé (Raya, et al., 2010). Les indicateurs biomécaniques, cliniques et fonctionnels doivent conduire à des analyses permettant d'aider à la conception de prothèses et de protocoles de rééducation à la marche pour contribuer au retour à domicile des patients amputés avec une autonomie accrue. Pour cela, l'analyse quantifiée de la locomotion des sujets amputés de membre inférieur dans différentes situations de la vie courante telles que le plat, les escaliers, les pentes, le franchissement d'obstacles, les variations de vitesse de marche est aujourd'hui nécessaire pour améliorer le quotidien des personnes amputées (Van der Linden, et al., 2002). Dans ce contexte, les défauts de marche observés chez les patients amputés peuvent être analysés quantitativement et objectivement par l'intermédiaire de paramètres biomécaniques (Sagawa, et al., 2011).

Les travaux de thèse s'inscrivent dans un projet de trois ans financé par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR). Ce projet intitulé « Appareillage des personnes amputées de membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante » (APSIC) a pour objectif de comprendre le comportement du système ostéo-articulaire sain et des composants prothétiques au cours de situations contraignantes de la vie courante afin d'améliorer l'appareillage et la rééducation associée de personnes amputées de membre inférieur dans ces situations.

Le projet a été mené en partenariat avec deux centres d'appareillage et de recherche clinique, le CERAH (Centre d'Études et de Recherche pour l'Appareillage des Handicapés) et l'IRR (Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation), et un industriel, l'entreprise Proteor fabricant de composants prothétiques.

L'IRR qui fait partie de l'université de Lorraine est spécialisé dans la rééducation des personnes en situation de handicap. Il comprend trois centres de médecine physique et de réadaptation, l'un étant dédié aux pathologies du système musculo-squelettique (l'IRR de Nancy). L'IRR dispose de 275 places d'hospitalisation et 110 pour l'hospitalisation de jour. L'IRR propose des consultations multidisciplinaires utilisant les outils d'exploration fonctionnelle. Dans le domaine de la rééducation des personnes amputées, l'IRR propose un parcours de soins comprenant une prise en charge dès le réveil après l'intervention chirurgicale, l'appareillage et la rééducation des patients amputés. L'expertise de l'IRR est nationalement reconnue, le recrutement des patients pouvant être régional ou national pour les cas compliqués. L'IRR a la particularité de gérer à la fois les aspects technologiques liés aux prothèses (réalisation des emboîtures, réglages des prothèses) et les techniques de rééducation dans un même lieu. Une partie de la collecte expérimentale et la plupart du recrutement des patients ont été faits à l'IRR de Nancy (54).

L'INI-CERAH fait partie de l'Institut National des Invalides et mène des activités de recherche, d'expérimentation et de formation dans le domaine du handicap. Créé après la première guerre mondiale, le centre accueille aujourd'hui également des patients civils dont l'appareillage est particulièrement complexe. L'équipe du CERAH est également pluridisciplinaire puisqu'elle est composée de tous les professionnels intervenant dans le parcours de soin des personnes amputées. Le siège de cette entité est à Woippy (57) et une antenne est installée à Créteil (94). L'INI-CERAH conduit plusieurs travaux de recherche pour optimiser la locomotion des personnes appareillées et en fauteuil roulant. La collaboration étroite dans la recherche avec le Laboratoire de Biomécanique d'Arts et Métiers ParisTech (LBM) a été établie depuis plus d'une dizaine d'années. Une partie de la collecte expérimentale a été réalisée dans le laboratoire d'analyse du mouvement de l'antenne de Créteil de l'INI-CERAH.

PROTEOR est le leader français dans le domaine de l'orthopédie externe. L'entreprise compte 660 personnes et son activité est divisée en deux branches : Handicap Technologie et Handicap Conseil. La branche Handicap Technologie est spécialisée dans la fabrication des produits orthopédiques, tels que les composants prothétiques et les orthèses, mais également les aides électroniques. La branche Handicap Conseil est un réseau d'orthoprothésistes composé de succursales implantées en France et à l'étranger. La collaboration dans le cadre du projet a permis le développement de nouveaux produits.

Enfin, le Laboratoire de Biomécanique (LBM) est une unité de recherche des Arts et Métiers ParisTech. Spécialisé dans la modélisation biomécanique du système musculo-squelettique, le LBM a une expertise dans l'analyse du mouvement et le handicap. Cette thèse fait suite aux travaux de thèse d'Hélène Pillet (Goujon, 2006) et de ceux de Xavier Bonnet (Bonnet, 2009) réalisés en partenariat avec l'INI/CERAH et Proteor pour l'étude de l'appareillage et de la locomotion des personnes amputées de membre inférieur. Dans ces thèses, des méthodes et outils ont été proposés pour caractériser la locomotion à plat et dans les escaliers. En complément de ces travaux, ceux-ci ont été adaptés dans la présente thèse pour l'analyse de la locomotion en pente et en dévers.

Le projet de thèse a donc bénéficié d'un environnement pluridisciplinaire avec, dans l'analyse des résultats de biomécanique, une étroite collaboration avec des cliniciens et ingénieurs experts du domaine.

Afin d'identifier les fonctions locomotrices à restaurer, la problématique de la thèse est la compréhension de la locomotion en situations contraignantes chez le sujet amputé de membre inférieur appareillé. Les objectifs pour répondre à cette problématique sont :

- l'adaptation des techniques et des modèles cinématiques et dynamiques actuels d'analyse du mouvement à des situations particulières autre que la marche sur sol plat
- la mise en place d'une base de données unique de la locomotion dans quatre situations comparées à la marche à plat
- l'identification de paramètres biomécaniques caractéristiques de la locomotion dans diverses situations du patient appareillé.

Ce dernier objectif demande d'une part de caractériser la locomotion du sujet asymptomatique dans les situations contraignantes, et d'autre part de caractériser l'adaptation de la locomotion du sujet asymptomatique et du sujet amputé dans une situation particulière par rapport à la locomotion à plat.

La première partie du manuscrit (Partie I) traite de la mise en place du protocole. Le Chapitre I présente une analyse bibliographique des protocoles et méthodes utilisés dans la littérature pour l'analyse quantifiée de la locomotion en situations contraignantes de sujets asymptomatiques et amputés. Le protocole, les méthodes d'analyse et les conventions choisies pour présenter les résultats sont définis dans le Chapitre II. Les incertitudes de mesure spécifiques du protocole mis en place sont recensées et quantifiées dans le Chapitre III.

La deuxième partie du manuscrit (Partie II) présente les « références » qui serviront pour l'analyse de la locomotion en situations contraignantes. La première « référence » est la locomotion à plat des sujets asymptomatiques et amputés. Elle fait l'objet du Chapitre IV qui présente une synthèse bibliographique traitant de la locomotion à plat des sujets amputés, et les bases de données des sujets asymptomatiques et amputés établies pendant la thèse qui sont comparées à la littérature. La seconde « référence » est la locomotion des sujets asymptomatiques en situations contraignantes. Elle est définie dans le Chapitre V où sont présentées, pour la situation de pente, une analyse bibliographique et la comparaison de la base de données à la littérature, et un travail personnel complémentaire sur l'analyse de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers.

La troisième partie du manuscrit (Partie III) concerne l'analyse de la locomotion des sujets amputés en situations contraignantes. Le Chapitre VI porte sur l'adaptation de la locomotion entre le plat et le dévers des sujets amputés transtibiaux et transfémoraux. Les liens entre l'adaptation de la locomotion entre le plat et la pente des sujets amputés transtibiaux et leurs capacités musculaires et fonctionnelles ont été évalués dans le Chapitre VII. Dans le Chapitre VIII, l'évolution de la stratégie du vaulting chez les sujets amputés transfémoraux, lors du passage du pas du membre appareillé en phase oscillante, a été étudiée pour quatre situations de locomotion : le plat, le dévers lorsque le membre appareillé est en amont, la montée d'une pente faiblement inclinée (5%) et la montée d'une pente fortement inclinée (12%).

Enfin, la conclusion générale synthétise les résultats de la thèse et présente les perspectives de ces travaux.

PARTIE I : MISE EN PLACE DU PROTOCOLE POUR L'ANALYSE CINEMATIQUE ET DYNAMIQUE DE LA MARCHÉ EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES DES SUJETS AMPUTES

Cette première partie porte sur la mise en place d'un protocole pour étudier la locomotion des personnes amputées de membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante.

Tout d'abord un état de l'art sur l'étude de la locomotion des sujets asymptomatiques et amputés de membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante a été réalisé. L'objectif est d'identifier les méthodes utilisées dans la littérature pour étudier, en laboratoire d'analyse du mouvement, la locomotion dans des situations rencontrées quotidiennement, différentes du sol plan horizontal. Cette synthèse bibliographique sera présentée au Chapitre I. Le protocole expérimental et les méthodes d'analyses mis en place pour l'étude de la locomotion des sujets amputés de membre inférieur en situations contraignantes seront ensuite décrits au Chapitre II. Le Chapitre III s'attachera à quantifier les incertitudes de mesure afférentes aux spécificités du protocole mis en place dans cette partie.

CHAPITRE I : ETAT DE L'ART DE L'ETUDE DE LA MARCHÉ EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES : DISPOSITIFS ET PROTOCOLES.

Certaines situations de la vie quotidienne différentes de la marche sur sol plan horizontal sont décrites comme pouvant être un obstacle à une locomotion sécurisée pour les patients amputés (Sawers & Hafner, 2013). C'est le cas des plans inclinés (pentes), des escaliers, des dévers, des terrains irréguliers (pavés, cailloux, prés) et des sols glissants (Sawers & Hafner, 2013).

La revue de littérature a été focalisée sur l'étude de la locomotion par analyse quantifiée du mouvement en pentes, en escaliers et en dévers des sujets asymptomatiques et des patients amputés de membre inférieur.

Les trois premiers paragraphes de ce chapitre présentent l'état de l'art, respectivement pour la locomotion en pente, en escaliers et enfin en dévers. Dans le quatrième paragraphe, une synthèse est présentée. Elle permettra de définir les objectifs pour la mise en place du protocole.

Sommaire du chapitre

1.	<i>Etat de l'art de l'analyse de la marche en pente : dispositifs et protocoles</i>	10
2.	<i>Etat de l'art de l'analyse de la marche en escaliers : dispositifs et protocoles</i>	14
3.	<i>Etat de l'art de l'analyse de la marche en dévers : dispositifs et protocoles</i>	18
4.	<i>Bilan et définition de la problématique pour la mise en place du protocole</i>	20
4.1.	<i>Conditions de marche</i>	20
4.2.	<i>Dimensionnement des dispositifs</i>	20
4.3.	<i>Nombre de sujets</i>	21
4.4.	<i>Protocole de mesures</i>	22
4.5.	<i>Conclusion pour la mise en place du protocole</i>	22

1. ETAT DE L'ART DE L'ANALYSE DE LA MARCHÉ EN PENTE : DISPOSITIFS ET PROTOCOLES

Les études, ayant utilisé les techniques d'analyse du mouvement pour caractériser la locomotion sur sol plan incliné chez les sujets asymptomatiques et chez les sujets amputés de membre inférieur, sont présentées, respectivement, dans le Tableau 1 et le Tableau 2.

Instrumentation des dispositifs

Quatre types d'instrumentation des dispositifs ont été identifiés dans ces études pour analyser la dynamique pendant la marche en pente. Ils sont représentés schématiquement dans la Figure 1. Les principes sont les suivants :

- Montage 1 : La pente est découpée en modules. Un module est fixé au-dessus d'une plateforme de force (PFF) qui est au sol.
- Montage 2 : Le bâti est placé sur deux plateformes de force. Plusieurs appuis du même membre inférieur peuvent être pris en compte.
- Montage 3 : Le sujet déambule sur un tapis roulant reposant sur une plateforme de force.
- Montage 4 : La (les) plateformes de force sont placées dans la pente.

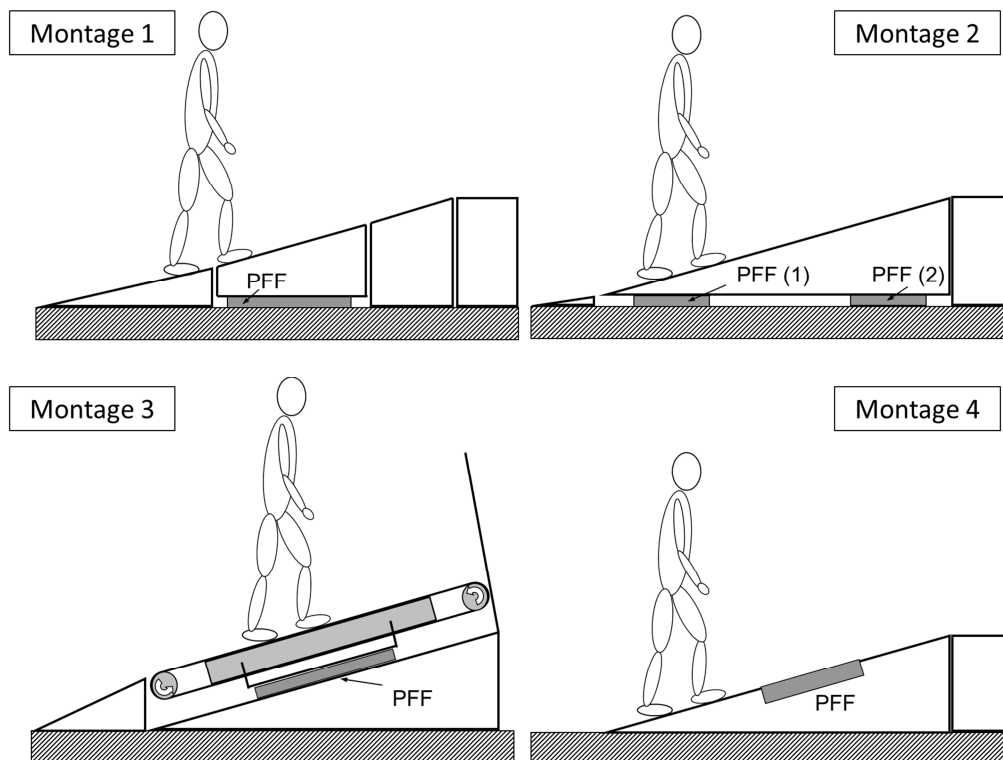


Figure 1: Représentation schématique des pentes instrumentées dans la littérature. PFF = plateforme de force.

Conditions de marche et dimensions des pentes

Les études sur les sujets asymptomatiques comparent la locomotion à plat à la locomotion en pente pour différentes inclinaisons (Tableau 1). Pour les sujets amputés, la plupart des études comparent la locomotion à plat à une seule inclinaison de pente. Seuls Vickers *et al.* (Vickers, et al., 2008) et Williams *et al.* (Williams, et al., 2009) étudient la locomotion pour différentes inclinaisons de pentes pour des patients amputés transtibiaux.

En ce qui concerne le dimensionnement des pentes, dans la littérature la plupart des études s'intéressent à des inclinaisons entre 5% (3°) et 18% (10°) qui se retrouvent fréquemment dans la vie courante. Dans les études ayant recruté des patients amputés de membre inférieur (Tableau 2), lorsque le dispositif de pente était incliné à plus de 10° (inclus), des rampes de sécurité étaient placées de chaque côté du bâti.

	Sujets	Conditions	Dispositif Pente		Mesures		Remarques
			Inclinaison dispositif en % (en °)	Dimensions (en m) [Longueur/Largeur]	Cinématique (marqueurs/segments)	Dynamique (instrumentation)	
Kuster <i>et al.</i> 1995	12	P/D	19% (11°)	[6/-]	4 segments (MI/tronc)	Montage 1 (1 PFF)	-
Leroux <i>et al.</i> 1999	7	P/M	9, 18, 27% (5, 10, 15°)	Tapis roulant	4 segments (MI/tronc)	non instrumentée	EMG
Leroux <i>et al.</i> 2002 Leroux <i>et al.</i> 2006	8	P/M/D	5, 10% (3, 6°)	Tapis roulant	18 marqueurs 5 segments (MI/bassin/tronc)	non instrumentée	-
Cromwell 2003	11	P/M/D	15% (8.5°)	[3.3/0.8]	8 marqueurs 3 segments (tête/cou/tronc)	non instrumentée	-
Hansen <i>et al.</i> 2004	24	P/M/D	9, 18% (5, 10°)	-	11 marqueurs 4 segments (MI/bassin)	Montage 2 (2 PFF)	-
Prentice <i>et al.</i> 2004 Noble and Prentice 2008	6 18	M/D	5, 11, 16, 21% (3, 6, 9, 12°)	[3/-]	4 segments (MI/tronc)	non instrumentée	Plan incliné motorisé
Gottschall and Kram 2005	10	P/M/D	5, 11, 15% (3, 6, 9°)	Tapis roulant	-	Montage 3 (1 PFF)	-
Franz <i>et al.</i> 2012	12						
Franz and Kram 2012	10						
Franz and Kram 2013	20						
Franz and Kram 2013 a	20						
Lay <i>et al.</i> 2006 Lay <i>et al.</i> 2007	9	P/M/D	15, 39% (9, 21°)	[3.11/-]	15 marqueurs 4 segments	Montage 4 (1 PFF) (Lay, et al., 2005)	EMG
Mc Intosh <i>et al.</i> 2006	11	P/M/D	9, 14, 18% (5, 8, 10°)	[4/1.2]	19 marqueurs 5 segments (MI/bassin/tronc)	Montage 4 (1 PFF)	Surface en vinyle Rampes de sécurité
Chumanov <i>et al.</i> 2008	34	P/M	10, 15% (6, 9°)	-	40 marqueurs 14 segments	non instrumentée	EMG
Han <i>et al.</i> 2009	23	P/M	14, 29, 45% (8, 16, 24°)	[3/-]	11 marqueurs (Kadaba, et al., 1990) 4 segments (MI/bassin)	non instrumentée	
Tulchin <i>et al.</i> 2010	24	P/M P/D	3, 5, 9, 12% (2, 3, 5, 7°) 7,5% (4°)	Tapis roulant	7 marqueurs 3 segments du pied	non instrumentée	
Sheehan and Gottschall 2012	12	P/M/D	65% (33°)	-	5 marqueurs 2 segments (pied/tibia)	non instrumenté	EMG
Silder <i>et al.</i> 2012	16	P/M	5, 10% (3, 6°)	Tapis roulant	40 marqueurs 12 segments	Montage 3 (1 PFF)	EMG VO ₂

Tableau 1 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion **des sujets asymptomatiques sur un plan incliné**. Légende : P=plat, M=montée, D= descente, PFF= plateforme de force, MI= membre inférieur, cela signifie que les auteurs ont modélisé les membres inférieurs en trois segments pied, tibia et fémur.

Références	Sujets			Conditions	Dispositif Pente		Mesures		Remarques
	TF	TT	SA		Inclinaison dispositif (%)	Dimensions (en m) [Longueur/ Largeur]	Cinématique (matériel/modèle)	Dynamique (instrumentation)	
Vickers <i>et al.</i> 2008	-	8	8	P/M/D	9, 14, 18% (5, 8, 10°)	[4/1.2]	14 marqueurs 5 segments (MI/bassin/tronc)	Montage 4 (1 PFF)	Surface en vinyle Rampes de sécurité EMG
Vrieling <i>et al.</i> 2008	7	12	10	P/M/D	5% (3°)	2m de montée et 2m de descente placés au milieu d'un parcours de 8m	6 goniomètres 3 articulations (MI)	non instrumentée	
Williams <i>et al.</i> 2009	-	3	-	P/M/D	9, 18% (5, 10°)	Enregistrement de trois pas	11 marqueurs (Kadaba, et al., 1990) 4 segments (MI/bassin)	Montage 2 (2 PFF) (Hansen, et al., 2004)	Rampes de sécurité Rampe d'accès inclinée à 7°
Bellmann <i>et al.</i> 2010	9	-	-	P/D	18% (10°)	-	14 marqueurs 5 segments (MI/bassin/tronc)	Montage 4 (2 PFF) (Schmalz, et al., 2006)	
Wolf <i>et al.</i> 2009	-	12	-	P/M/D	13% (7.5°)	[3.5/-]	28 marqueurs 8 segments (MI/bassin/tronc)	Montage 4 (2 PFF) (Simon, et al., 2007)	Pression dans l'emboîture
Fradet <i>et al.</i> 2010	-	16	16						
Wolf <i>et al.</i> 2012	5	-	-	P/M/D	21% (12°)	[5.75/-]	7 segments	Montage non précisé (2 PFF)	Rampes de sécurité
Burnfield <i>et al.</i> 2012	10	-	-	M/D	21% (12°)	[6.1/1]	14 marqueurs 7 segments (MI/bassin)	non instrumentée	EMG

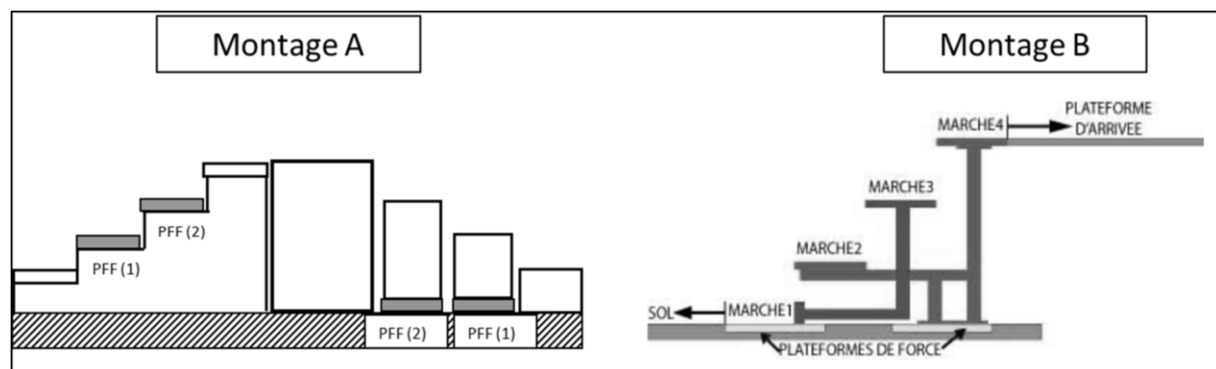
Tableau 2 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion **des sujets amputés de membre inférieur sur un plan incliné**. Légende : TF=sujets amputés transfémoraux, TT= sujets amputés transtibiaux, SA= sujets asymptotiques, P=plat, M=montée, D= descente, PFF= plateforme de force, Ref= référence, MI= membre inférieur, cela signifie que les auteurs ont modélisé les membres inférieurs en trois segments pied, tibia et fémur, EMG= mesure de l'activité musculaire

2. ETAT DE L'ART DE L'ANALYSE DE LA MARCHÉ EN ESCALIERS : DISPOSITIFS ET PROTOCOLES

Le Tableau 3 et le Tableau 4 présentent les études de la littérature dans lesquelles une analyse cinématique et/ou dynamique de la locomotion en montée/descente d'escaliers a été réalisée avec une population de sujets asymptomatiques (Tableau 3) et avec une population de sujets amputés (Tableau 4).

Instrumentation

Deux types de montage ont été identifiés dans la littérature pour instrumenter les marches des escaliers. Ils sont présentés dans la Figure 2. Dans le montage de type A, chaque marche est instrumentée par une plateforme de force placée au-dessus ou en dessous de la marche. Ce type d'instrumentation est le plus représenté dans la littérature. Il a l'intérêt de donner une mesure directe des efforts sur les marches d'escalier. Il demande cependant d'être en possession d'autant de PFF que de marches à instrumenter. Le montage de type B a été présenté par Della Croce et Bonato (Della Croce & Bonato, 2007). Comme présenté Figure 2, deux PFF suffisent pour instrumenter quatre marches de l'escalier (le sol et trois marches). Les fixations de l'escalier sur les PFF permettent de mesurer les efforts au niveau du sol et sur la troisième marche avec une PFF, et sur les marches deux et quatre avec l'autre PFF. La société AMTI commercialise aujourd'hui ce type de montage avec 4 marches (incluant le sol) (Bonnet, 2009) ou avec 16 marches (Wilken, et al., 2011).



Conditions de marche et dimensions des escaliers

La locomotion en escaliers est étudiée en montée et en descente dans la littérature pour les sujets asymptomatiques et les sujets amputés de membre inférieur. Aucune comparaison à la marche à plat n'est faite dans les études ayant recruté uniquement des sujets asymptomatiques, à l'exception de l'étude Nadeau *et al.* (Nadeau, et al., 2003). En revanche, pour caractériser les composants prothétiques en escaliers, les auteurs comparent la locomotion des sujets amputés de membre inférieur en montée/descente d'escaliers au plat.

Dans la littérature, les escaliers utilisés comptent en majorité 3 à 4 marches, de hauteur (voir Figure 3) généralement comprise entre 15 et 18 cm, de giron (voir Figure 3) compris entre 25 et 30 cm et de largeur (quand elle est indiquée) autour de 90 cm.

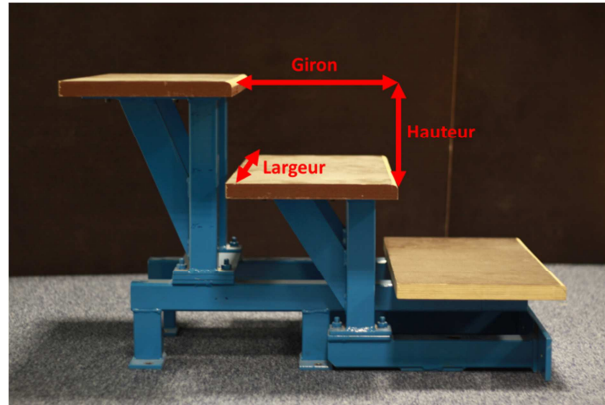


Figure 3 : Représentation schématique du giron, de la hauteur et de la largeur d'une marche d'escaliers.

	Sujets	Conditions	Dispositif Escaliers		Mesures		Remarques
			Nbre de marches	[Hauteur / Giron / Largeur] (voir Figure 3)	Cinématique (marqueurs/segments)	Dynamique (instrumentation)	
Andriacchi <i>et al.</i> 1980	10	M/D	3	[21,0/25,5/-] Inclinaison : 39,5°	12 marqueurs 4 segments (MI/tronc)	Montage type A 1 PFF : 1 marche +sol instrumentés	-
Kowalk <i>et al.</i> 1996	10	M/D	3	[20,3/25,4/-]	non précisé	Montage type A 2 PFF sous les marches 1 et 2.	-
Salsich <i>et al.</i> 2001	10	M/D	2	[20.5/27.5/-]	Plug-in-Gait Vicon	Montage type A 1 PFF sous l'escalier	-
Riener <i>et al.</i> 2002	10	M/D	5	Modifiable [13,8-22,5/25-31/-] Trois inclinaisons : 24, 30, 42°	10 marqueurs 7 segments (MI/bassin)	Montage type A 3 PFF sur les 3 premières marches	Plateforme d'arrivée réglable
Nadeau <i>et al.</i> 2003	11	P/M	4	[17/26/107] Inclinaison : 33°	24 marqueurs 8 segments (MI/bassin/tronc)	Montage type A 3 PFF : Marche 1 et 2 + sol instrumentés	-
Wu <i>et al.</i> 2005	5	M/D	4	[18,0/35,0/120,0]	Set de marqueurs Helen Hayes 7 segments (MI/bassin)	Montage type A 2 PFF sous les marches 1 et 2	Marche de 1cm avant la marche 1
Protopapadaki <i>et al.</i> 2007	33	M/D	4	[18,0/28,5/-] Inclinaison : 32,8°	16 marqueurs 7 segments (MI/bassin)	Montage type A 1 PFF : Marche 2 instrumentée	-
Mian <i>et al.</i> 2007	34	M/D	3	[17,0/28,0/50-90]	15 marqueurs (Kadaba, et al., 1990) 7 segments (MI/bassin)	Montage type A 3 marches + sol instrumentés	Largeurs de marche différentes
Reeves <i>et al.</i> 2008, 2009 Buckley <i>et al.</i> 2010, 2013	32	M/D	4	[17,0/28,0/90]	34 marqueurs 9 segments (MI/bassin/tronc/tête)	Montage type A 4 PFF : 3 marches + sol instrumentés	Rampe de sécurité
Spanjaard <i>et al.</i> 2008	10	D		plusieurs hauteurs [8.5-17-25.5-30/28/90]			EMG
Hsue and Su 2009	16	M	5	[18/28/90] Inclinaison : 32.7°	25 marqueurs 8 segments (MI/bassin/tronc)	Montage type A 3 PFF : Marche 2 et 3	-
Novak and Brouwer 2011, 2012 Novak <i>et al.</i> 2011 Reid <i>et al.</i> 2011	55	M/D	4	[15/26/-]	7 segments	Montage type A 1 PFF : Marche 2	-
Muhaidat <i>et al.</i> 2011	10	D	4	[15.2/25.3/-]	3 marqueurs - 1 segment (pied)	non instrumenté	Rampe de sécurité
Wilken <i>et al.</i> 2011	22	M	16	non précisé	55 marqueurs 13 segments	Montage type B 1 PFF : Marches 5 et 7 1 PFF : Marches 6 et 8 (Della Croce, et al., 2005)	Escalier AMTI
Bosse <i>et al.</i> 2012	26	D	2	[17/30/39]	39 marqueurs 13 segments (MI/bassin/tronc/tête/MS)	Montage type A 3 PFF sous les marches + sol	-
Sheehan and Gottschall 2012	12	P/M/D	3	Inclinaison : 35°	5 marqueurs - 2 segments (pied/tibia)	non instrumenté	EMG

Tableau 3 : Synthèse bibliographique sur la locomotion en escaliers des sujets asymptomatiques. P=plat, M=montée, D= descente, MI= membre inférieur, MS= membre supérieur.

	Sujets			Conditions	Dispositif Escaliers		Mesures		Remarques
	TF	TT	SA		Nbre de marches	[Hauteur / Giron / Largeur] Inclinaison	Cinématique (marqueurs/segments)	Dynamique (instrumentation)	
Powers <i>et al.</i> 1997	-	10	14	M/D	4	[15/27/-]	23 marqueurs 7 segments (MI/bassin)	non instrumenté	EMG
Nielsen <i>et al.</i> 1999		5	5	M	3	[18/25/76]	8 segments (MI/bassin/tronc)	Montage type A 1 PFF Marche 1	-
Vucina <i>et al.</i> 2005	1	-	-	M	2	3 escaliers différents inclinés à 25°, 30°, 36°	5 marqueurs 3 segments (MI)	non instrumenté	-
Jones <i>et al.</i> 2006	5	5	8	D	1	1 marche : [7,3/50,8/92,8] 1 marche : [21,9/50,8/92,8]	31 marqueurs 9 segments (MI/bassin/HAT)	Montage type A 2 PFF au sol devant les marches	-
Schmalz <i>et al.</i> 2007	12	8	12	M/D	2	[17,5/-/-]	8 marqueurs 6 segments (MI)	Montage type A 1 PFF Marche 1 (Schmalz, et al., 2006)	-
Bellmann <i>et al.</i> 2010	9	-	-	P/D			14 marqueurs 5 segments (MI/bassin/tronc)		-
Bae <i>et al.</i> 2007, 2009 a	8	-	10	M/D	3	[16,0/30,0/-] Inclinaison : 30°	15 marqueurs 7 segments (MI/tronc)	Montage type A 3 PFF : Marche 2 et 3 + sol	-
Bonnet 2009 (Thèse)	4	-	19	M/D	3	[17,5/28,5/-]	46 marqueurs 12 segments (MI/bassin/tronc/MS)	Montage type B 2 PFF : 4 marches instrumentées (Della Croce, et al., 2005)	-
Ramstrand and Nilsson 2009	-	10	10	M/D	5	[17,0/29,0/-]	6 marqueurs 1 segment (pied)	Non instrumenté	-
Alimusaj <i>et al.</i> 2009	-	16	16	M/D	5	[15,0/32,0/80]	28 marqueurs 8 segments (MI/bassin/tronc)	Montage type A 2 PFF sur 2 marches (Simon, et al., 2007)	-
Wolf <i>et al.</i> 2009	-	12	-	P/M/D					
Fradet <i>et al.</i> 2010		11	12	M/D					
Wolf <i>et al.</i> 2012	5	-	-	P/M/D	16	[7/11.5/-]	7 segments	Montage type B 2 PFF : 4 marches instrumentées (Della Croce & Bonato, 2007)	-
Aldrige <i>et al.</i> 2012	-	11	-	M	16	non précisé	57 marqueurs 13 segments	Montage type B 1 PFF : Marches 5 et 7 / 1 PFF : 6 et 8 (Della Croce & Bonato, 2007)	Escalier AMTI
Sinitski <i>et al.</i> 2012	-	12	12	P/M/D					
Vanicek <i>et al.</i> 2010	-	11	-	P/M	3	[20/25/80]	28 marqueurs non précisé	Montage A 1 PFF Marche 1	Rampes de sécurité
Hobara <i>et al.</i> 2011 Hobara <i>et al.</i> 2013	2	-	10	M	5	[16/30/80]	12 marqueurs 7 segments (MI/tronc)	Non instrumenté	-

Tableau 4 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion en **escaliers des sujets amputés de membre inférieur**. Légende : TF= sujets amputés transfémoraux, TT= sujets amputés transtibiaux, SA= sujets asymptotiques, P=plat, M=montée, D= descente, Ref= référence, HAT= bras, tronc et tête en un segment, MI= membre inférieur, cela signifie que les auteurs ont modélisé les membres inférieurs en trois segments pied, tibia et fémur

3. ETAT DE L'ART DE L'ANALYSE DE LA MARCHÉ EN DEVERS : DISPOSITIFS ET PROTOCOLES

Très peu d'études se sont intéressées à la marche en dévers. Elles sont présentées dans le Tableau 5 pour les sujets asymptomatiques, et dans le Tableau 6 pour les sujets amputés de membre inférieur.

Instrumentation

Trois types de montage ont été identifiés (Figure 4):

- Montage I : La (Les) plateforme(s) de force(s) est (sont) placée(s) sur le dévers directement.
- Montage II : Le dévers est découpé en quatre parties. Deux modules sont positionnés de part et d'autre de deux PFF qui sont inclinées.
- Montage III : Une PFF est inclinée. Le sujet marche d'abord sur sol plat, pose un appui sur la PFF, puis reprend la marche sur sol plat.

Conditions de marche et dimensions du dévers

Une comparaison à la locomotion à plat est systématiquement faite dans les études s'intéressant à l'analyse de la locomotion en dévers.

Pour la population de sujets amputés, aucune étude cinématique et dynamique de la locomotion sur un dévers n'a été faite, puisque les études présentées dans le Tableau 6 analysaient uniquement un pas sur un dévers, les autres pas étant faits sur sol plat (Bae, et al., 2009) (Tulchin & Cummings, 2010).

Les inclinaisons des dévers étudiés dans la littérature varient entre 5° et 15°. La longueur des dévers varient entre 0.90 m et 7 m. La largeur varie entre 0.6 m et 1,21 m.

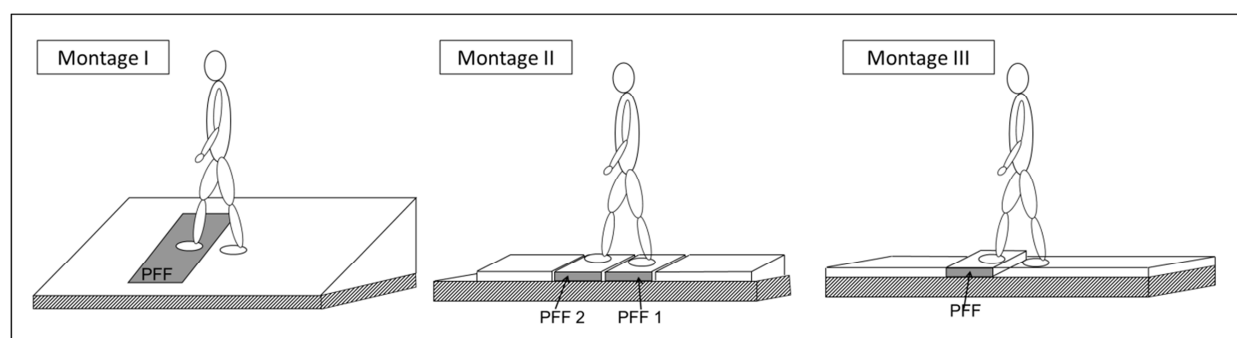


Figure 4 : Représentation schématique des dévers instrumentés dans la littérature. PFF = Plateforme de force.

	Sujets	Conditions	Dispositif Dévers		Mesures		Remarques
			Inclinaison dispositif en % (en °)	Dimensions (en m) [Longueur/Largeur]	Cinématique (marqueurs/segments)	Dynamique (instrumentation)	
Urry 2002	30	Plat/Dévers	3, 7, 10, 14% (2,4,6,8°)	[7/1]	-	Montage I 1 Plateforme de pression au milieu du dispositif	Inclinaison réglable Sujets pieds nus
Dixon and Pearsall 2010	10	Plat/Dévers	10% (6°)	[6.91/1.21]	7 segments (MI/bassin)	Montage II 2 PFF : Le dispositif est composé de 4 parties indépendantes dont 2 instrumentées au milieu	Dispositif inclinable manuellement de 0 à 6° Sujets pieds nus
Damavandi <i>et al.</i> 2010 Dixon <i>et al.</i> 2011	9-10	Plat/Dévers	18% (10°)	[7/1.2]	39 marqueurs 4 segments (3 dans le pied + tibia)	Montage I 1 PFF au milieu du dispositif	Sujets pieds nus
Damavandi <i>et al.</i> 2012					-		
Willwacher <i>et al.</i> 2013	19	Plat/Dévers	5,10% (3,6°)	[15/0.6]	16 marqueurs 5 segments (MI (2 pour le pied) / bassin)	Montage II (1 seule PFF)	Course uniquement

Tableau 5 : Synthèse bibliographique sur la locomotion **des sujets asymptomatiques en dévers**. Légende : PFF= plateforme de force, MI= membre inférieur.

	Sujets			Conditions	Dispositif Dévers		Mesures		Remarques
	TF	TT	SA		Inclinaison dispositif (%)	Dimensions (en m) [Longueur/Largeur]	Cinématique (matériel/modèle)	Dynamique (instrumentation)	
Bae 2009	-	3	10	Plat/Dévers	5, 10, 15°	-	19 marqueurs	Montage III (1 PFF)	-
Tulchin and Cummings 2010	-	1	-	Plat/Dévers	20°	-	Set de marqueurs Helen Hayes 6 supplémentaires sur le pied	non instrumenté	sujet amputé bilatéral

Tableau 6 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion **des sujets amputés de membre inférieur en dévers**. Légende : TF= sujets amputés transfémoraux, TT= sujets amputés transtibiaux, SA= sujets asymptomatiques, PFF= plateforme de force.

4. BILAN ET PRECONISATION POUR LA MISE EN PLACE DU PROTOCOLE

4.1. CONDITIONS DE MARCHÉ

Dans toutes les études qui caractérisent la locomotion des sujets amputés, tout patient recruté marche chaussé, l'alignement de la prothèse étant préalablement réglé pour la hauteur de talon des chaussures portées par le sujet.

L'étude de la locomotion en situations contraignantes est faite dans la littérature situation par situation. Seules trois études (Bellmann, et al., 2010) (Wolf, et al., 2009) (Wolf, et al., 2012) comparent la locomotion en pente à la locomotion dans les escaliers afin de caractériser les fonctions d'un genou prothétique. Ces études soulignent l'intérêt de mettre en place un protocole permettant d'étudier la locomotion dans plusieurs situations.

Les études chez le sujet asymptotique en pente (McIntosh, et al., 2006) (Lay, et al., 2006) (Prentice, et al., 2004), dans les escaliers (Riener, et al., 2002) et en dévers (Urry, 2002) montrent l'impact de l'inclinaison sur la locomotion. L'influence de l'inclinaison du terrain chez les patients amputés n'a cependant été étudiée que par Vickers *et al.* (Vickers, et al., 2008) et Williams *et al.* (Williams, et al., 2009) en pente, et par Bae *et al.* (Bae, et al., 2009) en dévers chez des patients amputés transtibiaux, et par Vucina *et al.* (Vucina, et al., 2005) dans les escaliers sur un patient amputé transfémoral. Ces études montrent l'intérêt de reproduire des dispositifs avec différentes inclinaisons (en particulier la pente), et d'étudier l'évolution de la locomotion des patients amputés transtibiaux et transfémoraux sur ces dispositifs.

De plus, une comparaison à la marche à plat est faite dans les études caractérisant la locomotion des sujets amputés en pente, en dévers et dans les escaliers. Le plat semble donc devoir être considéré comme situation de référence pour l'étude de la locomotion en situations contraignantes.

4.2. DIMENSIONNEMENT DES DISPOSITIFS

- Pentes

D'après la littérature, une pente de longueur de 2 à 4 mètres est nécessaire pour analyser la locomotion en pente.

D'après la loi du 11 février 2005 qui définit les normes d'accessibilité de l'espace public, l'inclinaison des cheminements en pente doit être inférieure à 5%. En cas d'impossibilité technique des pentes allant jusqu'à 12% peuvent être aménagées en incluant des paliers de repos horizontaux³. De plus, une largeur de 140 cm est imposée pour une rampe d'accès en fauteuil roulant (et 120 cm quand il n'y a pas de murs de part et d'autre de la rampe).

³ Source : Guide pratique d'aménagement urbain de la voirie publique et privée aux normes d'accessibilité des personnes handicapées 2013.

Au regard des normes et de la littérature, il peut être intéressant d'étudier la locomotion dans plusieurs inclinaisons de pente : une pente faiblement inclinée et une pente fortement inclinée.

- Escaliers

Pour être capable de se comparer à la littérature et de s'affranchir des transitions avec la marche à plat, il semble préférable d'avoir un escalier instrumenté d'au moins quatre marches. La hauteur devrait être comprise entre 15 et 18 cm et le giron devrait être compris entre 25 et 30 cm. Pour la largeur, 50 cm semble être un minimum. Par ailleurs, les normes françaises fixent la hauteur des marches à 16 cm et le giron à 28 cm pour la construction d'escaliers à usage public. Pour les escaliers à usage privé, la hauteur des marches ne doit pas dépasser 21 cm et le giron doit être supérieur à 17 cm. Enfin, la loi de Blondel est utilisée pour vérifier la cohérence en termes de confort d'un escalier : la somme de deux hauteurs et d'un giron doit être comprise entre 58 et 64 cm ($58 \text{ cm} < 2h + 1g < 64 \text{ cm}$). Un escalier est considéré comme *confortable* si son ratio hauteur/giron est inférieur à 0.78 ; *courant* si ce ratio est compris entre 0.78 et 1 ; et *raide* si ce ratio dépasse 1. Pour la largeur de l'escalier, celui-ci doit être supérieur à 45 cm, et à 90 cm pour les escaliers à usage public.

- Dévers

D'après Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010), dans les conditions de la vie courante les dévers les plus fréquemment rencontrés sont inclinés entre 1% (0.5°) et 4% (2.3°) et peuvent aller jusqu'à 10% (6°) à 18% (10°). La locomotion en dévers n'ayant été vraiment étudiée que par l'équipe de Dixon (Dixon & Pearsall, 2010) (Damavandi, et al., 2010) (Dixon, et al., 2011) (Damavandi, et al., 2012), il semblerait judicieux de disposer d'un dévers ayant des dimensions similaires à ses études menées sur des populations de sujets asymptomatiques, soit d'inclinaison de 10% ou 18%, de longueur 7 mètres et de largeur 1m20. En France, la conception des routes imposait une inclinaison maximale de 7% des dévers et de 2% à compter du 1^{er} juillet 2007 (arrêté du 15 janvier 2007 sur l'accessibilité de la voirie et des espaces publics).

4.3. NOMBRE DE SUJETS

Le nombre de sujets varie beaucoup entre les différentes études en situations contraignantes. Le nombre de sujets amputés transtibiaux recrutés varient entre 3 et 16 patients et le nombre de sujets amputés transfémoraux recrutés entre 1 et 12 patients en situations contraignantes.

Une population de sujets dits asymptomatiques est recrutée comme population contrôle dans les études qui analysent la locomotion des patients amputés. Cette population de sujets contrôles comprend en général moins de 12 sujets. Seules quelques équipes (Fradet, et al., 2010) (Alimusaj, et al., 2009) (Bonnet, 2009) ont recruté plus de 15 sujets contrôles dans leurs études en pente et dans les escaliers (Tableau 2, Tableau 4).

4.4. PROTOCOLE DE MESURES

La plupart des études utilisent un protocole permettant de calculer les angles des articulations des membres inférieurs uniquement dans le plan sagittal. Quelques auteurs proposent un protocole permettant de calculer les angles de cheville, genou et hanche des deux membres inférieurs, du bassin et du tronc dans les plans frontal, sagittal et transverse (Jones, et al., 2006) (Alimusaj, et al., 2009) (Bonnet, 2009) (Fradet, et al., 2010) (Wolf, et al., 2012) (Aldridge, et al., 2012) (Sinitski, et al., 2012). De plus, les études de Tulchin et Cummings (Tulchin & Cummings, 2010) en dévers, Chumanov *et al.* (Chumanov, et al., 2008) en pente et Kowalk *et al.* (Kowalk, et al., 1996) dans les escaliers ont mis en lumière l'importance de mettre en place un protocole permettant d'analyser la cinématique des articulations des membres inférieurs dans le plan frontal, en plus du plan sagittal pour caractériser la locomotion. Enfin, peu d'auteurs proposent un modèle corps entier pour étudier également la cinématique du bassin, du tronc et des membres supérieurs (en plus des segments pied, tibia, fémur).

La plupart des études utilisent des plateformes de force (PFF) pour instrumenter les dispositifs de marche et faire une analyse dynamique de la marche.

4.5. CONCLUSION POUR LA MISE EN PLACE DU PROTOCOLE

Cet état de l'art a permis d'identifier les protocoles d'analyse du mouvement, dans la littérature, utilisés pour étudier la locomotion en pente, escaliers et dévers. Au vu des travaux déjà parus, il apparaît intéressant que le protocole permette d'étudier comment est modifiée la locomotion des sujets amputés pour différentes inclinaisons de pentes ou dans plusieurs situations contraignantes (pente, escaliers). Le dévers n'ayant pas été étudié chez les patients amputés, le protocole devra également permettre de caractériser la locomotion en dévers. De plus, la locomotion dans les situations devra être comparée à la locomotion à plat. Enfin, un groupe de sujets contrôles devra être recruté pour déambuler dans les mêmes conditions de marche que les patients amputés transtibiaux et les patients amputés transfémoraux.

CHAPITRE II : TRAVAIL PERSONNEL : MISE EN PLACE DU PROTOCOLE POUR L'ANALYSE DE LA MARCHE DES SUJETS AMPUTES EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES.

Ce chapitre présente le protocole et les méthodes de traitement des données mis en place pour étudier la locomotion des sujets amputés en situations contraignantes et d'analyser les adaptations entre différentes conditions de marche de la vie courante en utilisant des méthodes d'analyse du mouvement.

Sommaire du chapitre

1. Recrutement des sujets	24
2. Matériel	24
2.1. Sites d'investigation	24
2.2. Reproduction des situations et instrumentation	25
2.3. Positionnement des marqueurs et utilisation d'ancillaires	26
3. Protocole expérimental	28
4. Analyse cinématique et dynamique de la marche : méthodes de traitement des données et définition du lexique et des conventions	30
4.1. Définition du cycle de marche	30
4.2. Paramètres spatio-temporels	30
4.3. Paramètres cinématiques	31
4.3.1. Modèle segmentaire	31
4.3.2. Repères anatomiques et méthodes de calcul des angles	31
4.4. Paramètres dynamiques	32
4.4.1. Torseur des efforts de réaction du sol : Création de plateformes de force virtuelles	32
4.4.2. Torseur des efforts de réaction du sol : Repères de projections, normalisation et conventions	33
4.4.3. Modèle inertiel	35
4.4.4. Calcul des moments et des puissances articulaires	35
4.5. Paramètres fonctionnels	40
4.6. Exploitation des données	40
4.6.1. Présentation des résultats cinématiques et dynamiques : courbes et paramètres	40
4.6.2. Caractérisation des adaptations : calcul des variations des paramètres	42
4.6.3. Lexique et conventions de signe des angles et moments	42
5. Synthèse du chapitre	53

1. RECRUTEMENT DES SUJETS

L'un des enjeux de l'étude était de mettre en place une base de données de sujets asymptomatiques et amputés conséquente, avec un nombre de sujets supérieur aux bases de données de la littérature existantes.

Les patients amputés ont été recrutés par l'IRR et l'INI-CERAH. Les sujets asymptomatiques ont été recrutés par contact direct sur la base du volontariat. Les critères d'inclusions dans l'étude étaient les suivants :

- Homme ou femme d'âge supérieur à 18 ans
- Nécessité d'une assurance auprès d'un régime de sécurité sociale ;
- Sujets étant à même de comprendre les ordres simples, les consignes de conditionnement et de donner leur consentement éclairé
- Sujets asymptomatiques : sujets sans affection pouvant interférer avec l'analyse de la marche
- Sujets amputés : au niveau tibial ou fémoral de niveau d'activité supérieur à K1 dans la classification à 5 niveaux des capacités fonctionnelles des personnes amputées de membre inférieur (Gailey, et al., 2002)

Etaient exclus de l'étude, les sujets bi-amputés ou désarticulés de hanche ou présentant des pathologies lourdes associées à l'amputation ayant un retentissement sur la marche. Les femmes enceintes et allaitantes étaient exclues également.

Une évaluation clinique des patients recrutés était réalisée par l'un des médecins investigateurs présents de l'IRR et du INI-CERAH avant l'inclusion du patient dans l'étude. Les sujets asymptomatiques ont été recrutés dans la population d'âge compris entre 18 et 70 ans en favorisant la tranche d'âge 55-70 ans. De plus, pour tous les sujets (amputés et asymptomatiques) l'inclusion a été réalisée si le sujet était volontaire pour l'étude après information détaillée et signature du consentement éclairé (Annexe A.1).

2. MATERIEL

2.1. SITES D'INVESTIGATION

Pour faciliter le recrutement des patients, deux sites de collecte étaient prévus dans cette étude : le laboratoire d'analyse du mouvement de l'antenne de Créteil de l'INI-CERAH et de l'IRR de Nancy.

Le laboratoire de l'IRR de Nancy dispose d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement VICON Nexus à neuf caméras et de trois PFF AMTI. Le laboratoire du CERAH-Créteil dispose d'un système optoélectronique d'analyse du mouvement à huit caméras VICON (Workstation jusqu'en

juin 2012 puis Nexus) et de quatre PFF AMTI. Etaient également disponibles dans les deux laboratoires d'analyse du mouvement, deux caméras vidéo numériques non synchronisées (pour filmer les acquisitions face/profil de la marche) et un appareil photo.

Afin de pouvoir réaliser les mesures expérimentales au CERAH-Créteil et à l'IRR de Nancy, il a été choisi d'utiliser une instrumentation et des dispositifs expérimentaux similaires entre les deux sites. La fosse dans le laboratoire du CERAH-Créteil a été réaménagée pour accueillir quatre PFF avant le début des collectes. Ceci a permis de disposer dans les deux sites de collecte de dispositions similaires pour être capable de fabriquer des dispositifs de marche instrumentés similaires (voir Figure B-1 et B-2 Annexe B.1.). De plus, la disposition des PFF dans les deux sites a été adaptée pour permettre de mesurer les efforts de réaction du sol pour les deux appuis lors de chaque passage.

2.2. REPRODUCTION DES SITUATIONS ET INSTRUMENTATION

A partir de l'analyse bibliographique, il a été décidé de faire marcher les sujets, pendant une même session de mesures, à plat, sur un dévers, sur une pente avec une faible inclinaison et une forte inclinaison, et sur un escalier. Pour cela, l'un des enjeux était de reproduire en laboratoire d'analyse du mouvement ces situations, au plus proche de celles rencontrées dans la vie courante, et de mesurer les efforts de réaction du sol grâce à l'utilisation d'instrumentation par plateformes de force six composantes.

Le cahier des charges des dispositifs expérimentaux instrumentés utilisés pendant les collectes de données a été défini à partir de l'analyse bibliographique mais aussi des contraintes des sites de collecte.

De nouvelles solutions par rapport à la littérature ont été proposées pour respecter :

- les contraintes de coût imposant l'utilisation du matériel existant et le respect des budgets alloués à la fabrication des dispositifs ;
- les contraintes matérielles liées à l'utilisation en routine clinique des outils d'analyse du mouvement dans les sites de collecte, imposant de limiter au maximum le déplacement du matériel installé dans le laboratoire (PFF notamment) et de concevoir du matériel facile à installer et à désinstaller ;
- et les contraintes expérimentales : marche des sujets non contrainte et sécurisée, temps d'expérimentations court pour limiter la fatigue des sujets, dimensionnement des dispositifs en accord avec les situations de la vie courante.

Pour la reproduction des pentes et du dévers, il a été proposé des dispositifs formés de modules (en bois), facilement transportables, qui sont posés sur le sol et fixés sur les plateformes de force (Montage 1 Figure 1). Les dispositifs ont été conçus de façon à ce que la partie instrumentée soit au milieu et que le sujet fasse au moins un cycle de marche sur le dispositif avant et après la mesure des PFF. La largeur a été choisie pour que les dispositifs soient stables et sécurisant pour les patients.

Les escaliers (modèle (Della Croce & Bonato, 2007)) déjà disponibles sur les deux sites de collecte ont été adaptés aux dimensions choisies qui correspondent à un escalier confortable et conforme à la loi

de Blondel. Une plateforme d'arrivée surélevée par rapport à la dernière marche a été conçue pour rajouter une marche à l'escalier comptant initialement 4 marches (sol inclus). Le Tableau 7 et la Figure 5 synthétisent le cahier des charges des dispositifs. En Annexe B, les dispositifs sont présentés plus en détails.

Pente	Dimensions					
	Inclinaison: 5 et 12%	Longueur instrumentée: 1m20	Longueur totale: 6m20	Largeur: 1m20	Rambardes de sécurité pour la pente 12%	Plateforme d'arrivée pour chaque pente avec garde-corps
Dévers	Inclinaison: 10%	Longueur instrumentée: 1m20	Longueur totale: 6m20	Largeurs cumulées des PFF (CERAH : 87 cm /IRR : 107 cm)	-	-
Escaliers	5 marches dont 4 instrumentées	Hauteur: 17,5 cm	Giron: 28,5 cm	Largeur: 60 cm	Rambardes de sécurité	Plateforme d'arrivée surélevée avec garde-corps

Tableau 7 : Dimensions et caractéristiques des dispositifs

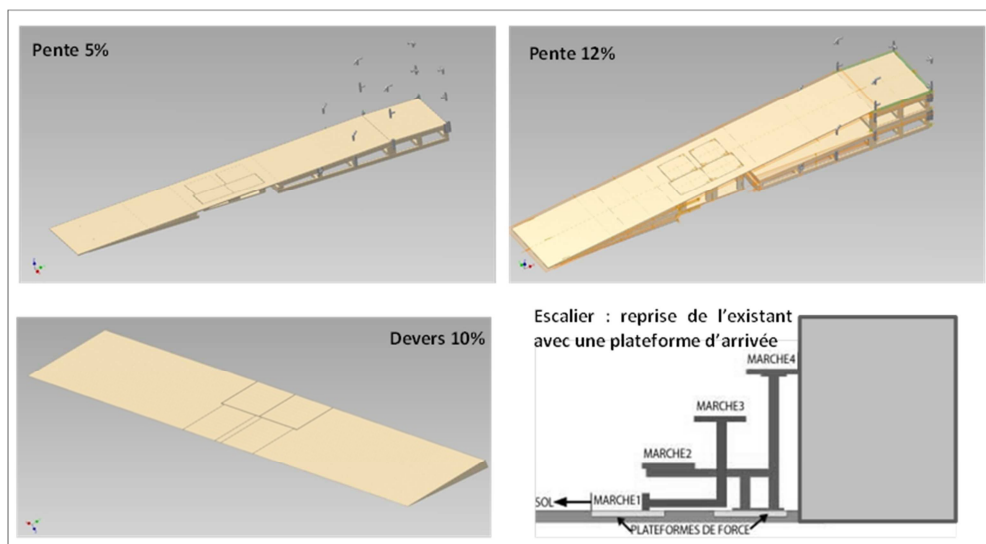


Figure 5 : Représentation des dispositifs

2.3. POSITIONNEMENT DES MARQUEURS ET UTILISATION D'ANCILLAIRES

Le but était de mettre en place un protocole permettant de mesurer la cinématique en 3D d'un modèle corps entier. Un set de 54 marqueurs présenté Figure 6 a été défini. Le nom et la position exacte des marqueurs sont précisés dans le Tableau C-1 Annexe C.3. Il permet de modéliser le corps en 18 segments rigides (avant-pieds, pieds, tibias, fémurs, bassin, abdomen, thorax, bras, avant-bras, mains, tête). Le protocole reprend en grande partie celui mis en place par Goujon (Goujon, 2006) pour l'analyse de la marche des patients amputés transfémoraux sur sol plan horizontal.

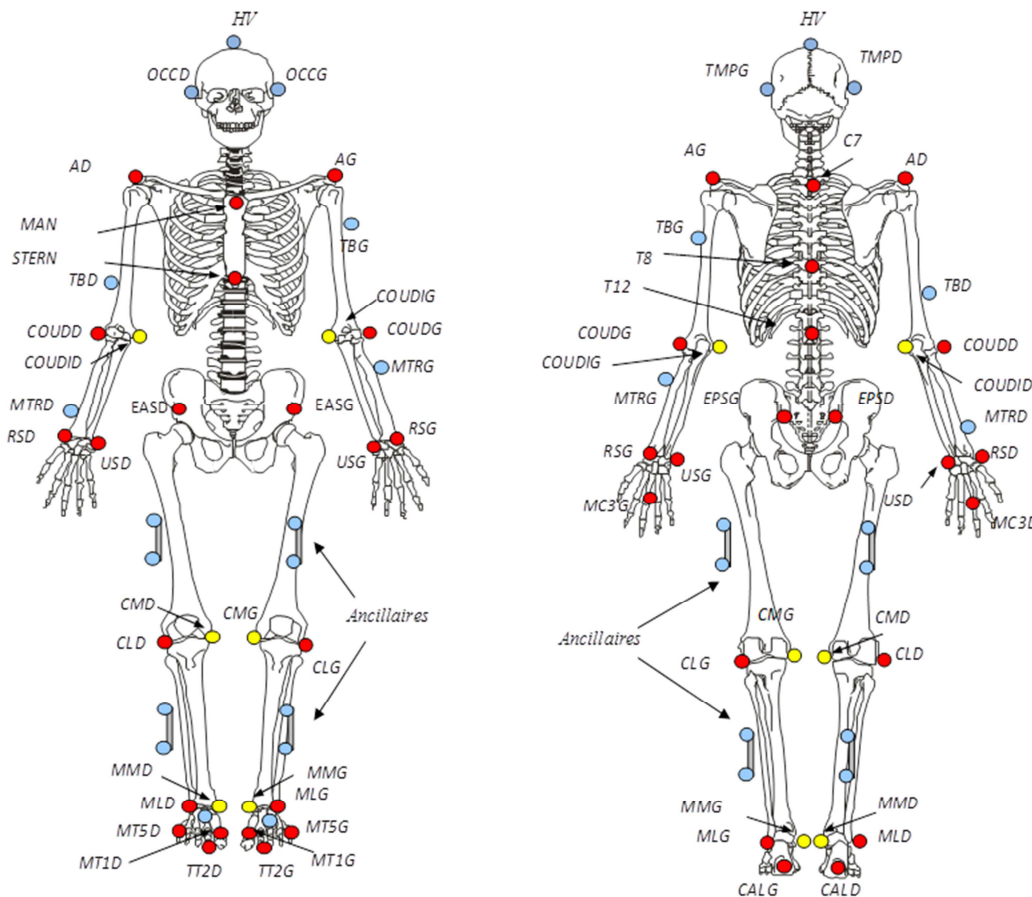


Figure 6 : Placement des marqueurs. Les marqueurs rouges (points anatomiques) et les marqueurs bleus (marqueurs techniques) sont placés en permanence sur le sujet. Les marqueurs jaunes sont placés uniquement en statique. Quatre marqueurs sont fixés sur chaque ancillaire.

En plus des marqueurs placés sur des reliefs osseux (points anatomiques en rouge sur la Figure 6), des marqueurs techniques (en bleu sur la Figure 6) sont placés sur les membres supérieurs et inférieurs. Quatre ancillaires à quatre marqueurs sont fixés avec des bandes élastiques auto-adhésives sur les segments de tibia et de fémur (ou sur l'emboîture) comme proposé par Bonnet (Bonnet, 2009). Ils permettent de limiter la perte des marqueurs sur les segments tibias et fémurs pendant la marche. Les marqueurs techniques des bras, avant-bras et pieds sont utilisés pour estimer en cas de perte de marqueurs, la position des marqueurs utilisés pour construire les repères anatomiques par une méthode de solidification proposée par Chèze *et al.* (Chèze, et al., 1995). L'utilisation des marqueurs techniques permet également de s'affranchir de certains marqueurs anatomiques qui peuvent perturber la locomotion ou tomber pendant les acquisitions (voir Annexe C.3.3.). C'est le cas des marqueurs placés sur les malléoles médiales, les condyles médiaux et les épicondyles médiaux de l'humérus (en jaune Figure 6). Ils sont placés sur les sujets uniquement pendant l'acquisition statique réalisée en début d'expérience puis retirés ensuite pour toutes les acquisitions dynamiques.

Le placement des marqueurs proposé est similaire pour tous les sujets asymptomatiques et tous les patients amputés qui seront recrutés. Sur les composants prothétiques les marqueurs placés sont placés symétriquement par rapport au segment sain à partir de la forme de l'esthétique du pied prothétique et de celle placée autour du genou prothétique.

3. PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Le protocole expérimental a été conçu pour calculer la cinématique et la dynamique dans cinq situations différentes de marche à partir de :

- la mesure de la position 3D des segments corporels pour le corps entier, sans retrait ou remplacement des marqueurs entre les situations,
- la mesure des efforts de réaction du sol pendant deux appuis (un par membre inférieur) à chaque enregistrement.

Le protocole a été approuvé par le Comité de Protection des Personnes Ile de France VI⁴. Le scénario d'une séquence de mesure était le suivant :

- Accueil du sujet et explications précises des tests
- Recueil du consentement éclairé
- Préparation (tenue : sous-vêtements)
- Pour les sujets amputés, la fiche clinique (Annexe A.2) est complétée par l'équipe clinique après
 - o Examen médical,
 - o Vérification de l'appareillage (réglage de la prothèse, boiterie, douleurs),
 - o Bilan clinique articulaire et musculaire du sujet,
 - o Examen fonctionnel : test de marche des six-minutes,
 - o Questionnaires fonctionnels PPA-LCI et SF-36
- Pour les sujets asymptomatiques, les données anthropométriques étaient recueillies
- Acquisitions optoélectroniques du mouvement
- Retrait des marqueurs et rhabillage

Concernant le test de marche des six-minutes, les patients faisaient des allers retours dans un couloir sur une distance connue (10 m au CERAH et 20 m à l'IRR). La distance parcourue en six-minutes était reportée dans la fiche clinique de chaque patient. A l'issue du test, les patients indiquaient sur une échelle de Borg l'intensité de l'effort global fourni pendant le test et l'intensité de l'effort fourni au niveau des membres inférieurs (MI).

Concernant les acquisitions optoélectroniques du mouvement, les caméras des systèmes optoélectroniques de capture du mouvement et les plateformes de force enregistraient à 100Hz. Les séries de mesures suivantes étaient réalisées par chaque sujet :

- Une première acquisition statique en position debout (free-standing position) de 3 à 5 secondes dans le champ des caméras et sur une ou deux PFF (Figure 7);
- Une série de mesures dynamiques comprenant entre 4 et 15 acquisitions de marche sur sol plan horizontal ;
- Une série de mesures dynamiques comprenant entre 4 et 15 acquisitions de marche en dévers dans le sens aller et dans le sens retour, de montée et de descente des plans inclinés

⁴ CPP n°79-11

et des escaliers, suivant la condition physique du patient (Figure 8). Un temps de repos était alloué au patient entre chaque série, la fatigue n'étant pas un paramètre pris en compte dans l'étude.

Le nombre d'acquisitions de marche était adapté, dans la mesure du possible, de façon à obtenir un minimum de quatre enregistrements exploitables (cinq pour les sujets asymptomatiques) par appui et par condition. Un enregistrement de marche était considéré comme exploitable pour les calculs dynamiques lorsqu'au moins un appui complet était enregistré sur une PFF.

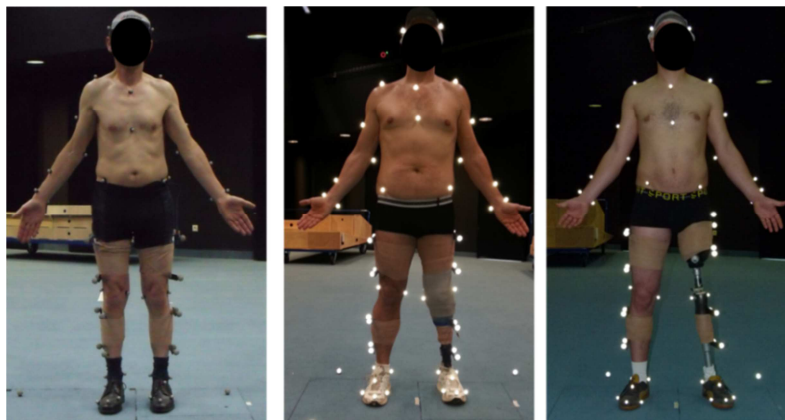


Figure 7 : Acquisitions statique pour un sujet contrôle (SA), un sujet amputé transtibial (TT) et un sujet amputé transfémoral (TF). Les sujets prennent une position debout (free standing position).

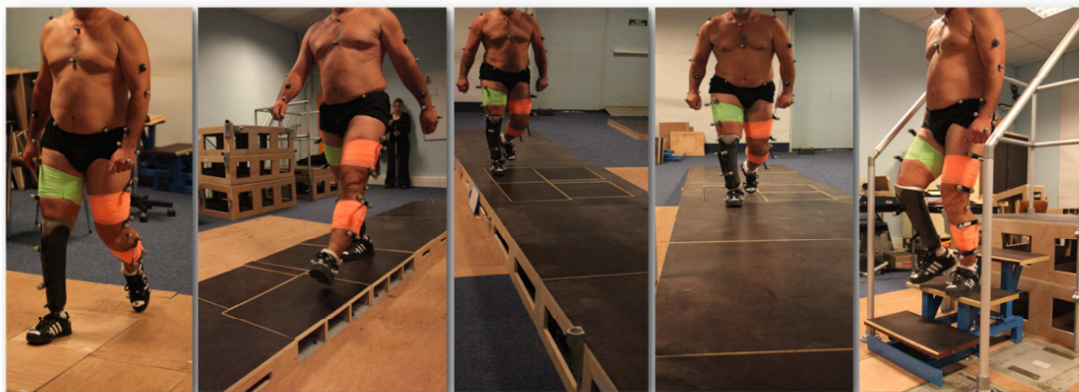


Figure 8 : Acquisitions dynamiques d'un sujet amputé transtibial (TT)

Les sujets amputés et asymptomatiques marchaient dans toutes les situations à vitesse confortable (temps d'expérimentation d'environ 2h45). Tous les sujets (amputés et asymptomatiques) marchaient avec leurs chaussures propres, toutes de même type (standards, non orthopédiques) et à talons inférieurs à 5cm, qui respectaient, pour les patients amputés, l'alignement de la prothèse.

Enfin, le ressenti des sujets était recueilli après les enregistrements dans une situation donnée. Une série de questions était posée au patient et concernait la perception de la difficulté de la situation par le patient et son explication quant à ce ressenti.

4. ANALYSE CINEMATIQUE ET DYNAMIQUE DE LA MARCHÉ : METHODES DE TRAITEMENT DES DONNEES ET DEFINITION DU LEXIQUE ET DES CONVENTIONS

4.1. DEFINITION DU CYCLE DE MARCHÉ

La marche est généralement décrite sur un cycle de marche (Perry, 1992). Le cycle de marche commence lorsqu'un membre inférieur entre en contact avec le sol et se termine lorsque ce même membre inférieur entre à nouveau en contact avec le sol. Une représentation schématique de la marche à plat pendant un cycle de marche est présentée Figure 9. On parle de phase d'appui lorsque le membre inférieur est en contact avec le sol et de phase oscillante lorsque le membre inférieur n'est plus en contact avec le sol. La phase d'appui est découpée en trois phases distinctes: une phase d'appui bipodal puis une phase d'appui unipodal suivi d'une seconde phase d'appui bipodal.

Dans chaque enregistrement expérimental du protocole décrit précédemment, un cycle de marche est étudié par membre inférieur. La mesure des efforts de réaction du sol par les deux PFF et la cinématique des malléoles latérales sont utilisés pour identifier les instants de début et de fin du cycle de marche et des différentes phases qui le composent. Le détail de la méthode est présenté en Annexe C.1.

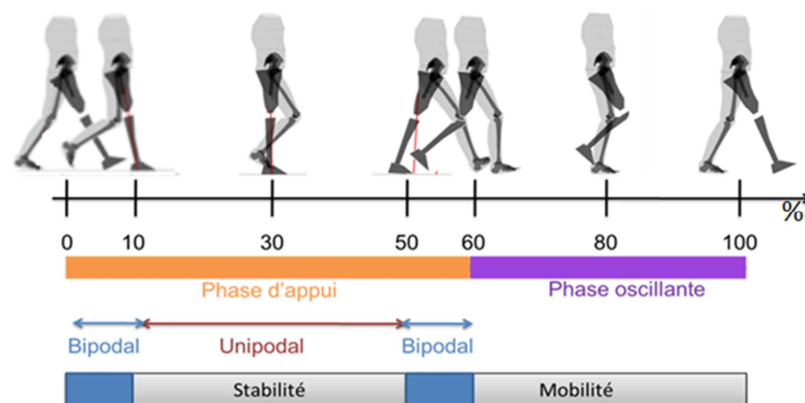


Figure 9 : Description schématique du cycle de marche

4.2. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

Pour chaque enregistrement, tous les paramètres spatio-temporels sont calculés pour les deux cycles exploités : un cycle droit et un cycle gauche.

La vitesse moyenne de marche sur un cycle est estimée comme la distance parcourue par le marqueur C7 (*processus épineux de la 7ème vertèbre cervicale*) rapportée à la durée du cycle de marche.

La longueur et la largeur de pas sont calculées pour un pas par cycle de marche. Le pas est appelé « pas sain » lorsque le membre inférieur sain prend l'appui, et « pas prothétique » lorsque le membre inférieur appareillé prend l'appui. Les méthodes de calcul sont détaillées en Annexe C.2.



Figure 10 : Exemple de pas : Pas sain pendant le cycle de marche mesuré du membre sain à plat

4.3. PARAMETRES CINEMATIQUES

4.3.1. MODELE SEGMENTAIRE

Dans ces travaux de thèse, nous nous sommes focalisés sur les segments des membres inférieurs, du bassin et du tronc. Les analyses ont donc été faites avec une modélisation à 13 segments. Les différents segments sont présentés dans le Tableau C-1 Annexe C 3.1. Pour les segments fémur et bassin, un marqueur virtuel est ajouté au centre de la tête du fémur. Sa position est estimée à partir de la position des marqueurs positionnés sur le bassin par la méthode décrite par Bell *et al.* (Bell, et al., 1990). Cette méthode régressive a été choisie plutôt qu'une méthode fonctionnelle étant donnée la difficulté voire l'impossibilité de réaliser des mouvements de circumduction de hanche par les sujets amputés.

4.3.2. REPERES ANATOMIQUES ET METHODES DE CALCUL DES ANGLES

Les repères anatomiques des segments ont été définis selon les repères décrits par Dumas *et al.* (Dumas, et al., 2007), adaptés à partir de la littérature (Cappozzo, et al., 1995) (Rao, et al., 1996) (Wu, et al., 2002). Le repère du segment tronc a été défini selon Wu *et al.* (Wu, et al., 2005). Chez les patients amputés, les repères ont été construits de la même façon pour le membre inférieur appareillé que pour le membre inférieur sain. Le détail de construction des repères anatomiques est présenté Tableau C-2 Annexe C.3.2.

Les angles sont calculés selon la méthode décrite par Goujon (Goujon, 2006). On retiendra en particulier qu'à partir de l'acquisition statique réalisée en début de protocole (comme précisé au paragraphe 3) on définit la position debout en statique comme une position de référence. Pour chaque segment et chaque articulation, on calcule d'une part la position absolue et relative des segments et d'autre part la variation de position absolue et relative de ces mêmes segments par rapport à la position statique de référence.

Les positions et variations de positions angulaires absolues des segments sont obtenues en analysant la position des repères anatomiques de ces segments par rapport au repère de mesure. Les positions et variations de positions angulaires des articulations sont obtenues en analysant la position du

repère anatomique du segment sus-jacent par rapport au segment sous-jacent. L'obtention des positions angulaires est réalisée grâce à une séquence d'axe mobile y, x, z (orientations définies en Annexe C.3.2), recommandée par Wu *et al.* (Wu & Cavanagh, 1995), appliquée au segment sous-jacent.

Pour faciliter le langage dans tout le manuscrit, on parlera de :

- L'angle dans le plan transverse pour l'angle obtenu par la rotation autour de l'axe y du repère anatomique du segment sous-jacent.
- L'angle dans le plan frontal pour l'angle obtenu par la rotation autour de l'axe flottant x
- L'angle dans le plan sagittal pour l'angle obtenu par la rotation autour de l'axe z du repère anatomique du segment sus-jacent

4.4. PARAMETRES DYNAMIQUES

4.4.1. TORSEUR DES EFFORTS DE REACTION DU SOL : CREATION DE PLATEFORMES DE FORCE VIRTUELLES

Lorsque les sujets marchent sur les dispositifs instrumentés, le torseur des efforts mesurés par les PFF est exprimé au centre des plateformes dans le repère des plateformes. Le torseur des efforts de réaction du sol est représenté dans le logiciel d'acquisition par un vecteur représentant la résultante du torseur des efforts de réaction du sol sur le pied ayant pour origine le centre de pression. Pour obtenir une représentation similaire dans les différentes situations et compte tenu des dispositifs choisis, un programme permettant de créer des plateformes de force « virtuelles » (PFF-Virtuelles) directement dans les fichiers d'acquisition (extension c3d Nexus) a été implémenté. Ceci a permis de générer une nouvelle base de données contenant uniquement les plateformes de force « virtuelles » d'intérêt.

Cette visualisation est indispensable pour les cliniciens et très pratiques pour les ingénieurs comme retour visuel. La Figure 11 présente la visualisation du torseur des efforts de réaction du sol dans la base réelle et la nouvelle base. La méthode permettant de passer des PFF réelles aux PFF-Virtuelles et le calcul du centre de pression (COP) sont détaillés en Annexe C.4. Le torseur des efforts de réaction du sol mesuré est alors exprimé au centre des PFF-Virtuelles dans le repère des PFF-Virtuelles.

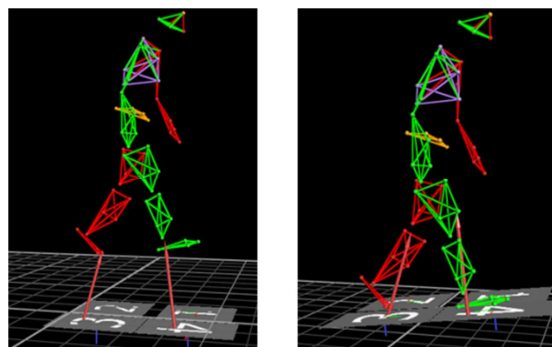


Figure 11 : Visualisation sous Vicon Nexus des efforts de réaction du sol en pente 12% dans la base réelle (à gauche) et dans la base avec des plateformes virtuelles (à droite).

4.4.2. TORSEUR DES EFFORTS DE REACTION DU SOL : REPERES DE PROJECTIONS, NORMALISATION ET CONVENTIONS

Le torseur des efforts de réaction du sol désigne l'ensemble des forces de contact exercées par le sol sur le pied. Cet ensemble se réduit au centre de pression à une force résultante et un moment résultant. Pour simplifier le langage, la résultante du torseur des efforts de réaction du sol sera désignée dans le document par « la résultante des efforts de réaction du sol » ou « l'effort de réaction du sol ».

Pour l'analyse, le torseur des efforts de réaction du sol est projeté dans deux repères différents. Le premier repère de projection est le repère lié au plat que l'on appellera R_{global} et le second lié à la situation $R_{situation}$. A plat ces deux repères sont donc confondus. Dans chaque situation, ces repères sont invariants dans le temps pendant chaque acquisition. La Figure 12 représente ces deux repères de projection dans le cas du dévers.

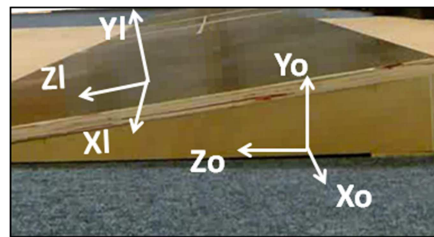


Figure 12 : Repère $R_{situation}$ (Xl, Yl, Zl) et R_{global} (Xo, Yo, Zo) de projection des efforts

Repère de projection R_{global} (Xo, Yo, Zo)

Le repère R_{global} est défini, à partir du repère de mesure R_v , de sorte que l'axe Xo corresponde à l'axe postéro-anérieur, l'axe Yo à l'axe gravitaire et l'axe Zo à l'axe médio-latéral (voir Figure 13).

Repère de projection $R_{situation}$ (Xl, Yl, Zl)

Le repère $R_{situation}$ est défini de sorte que l'axe Xl corresponde à l'axe postéro-anérieur sur le plan de marche, l'axe Yl à l'axe normal au plan de marche et l'axe Zl à l'axe médio-latéral sur le plan de marche.

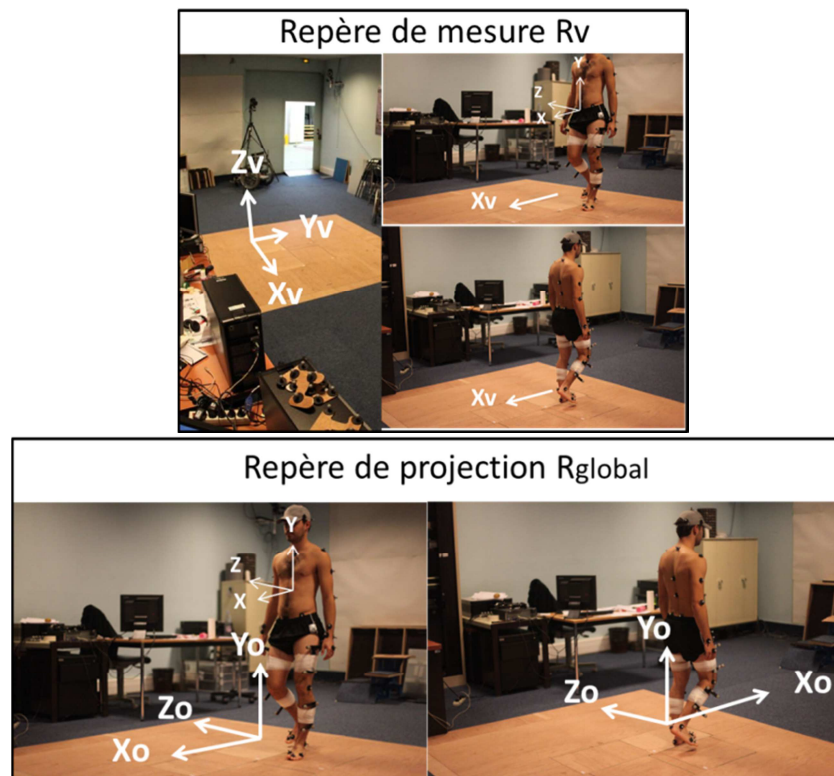


Figure 13 : Représentation du repère de mesure du système Vicon Rv et du repère de projection R_{global}

Les composantes de la résultante des efforts de réaction du sol sont exprimées en pourcentage du poids. Les conventions de signe dans le repère R_{situation} sont les suivantes :

Signe	+	-
Composante longitudinale (axe \vec{x}) :	Postéro-antérieure ou Antérieure	Antéro-postérieure ou Postérieure
Composante normale (axe \vec{y}) :	Caudo-craniale	Cranio-caudale
Composante médio-latérale (axe \vec{z}) :	Latéro-Médiale ou Médiale	Médio-latérale ou Latérale

Tableau 8 : Conventions de signe des composantes de l'effort de réaction du sol

Les conventions de signe pour la composante médio-latérale sont définies à partir de ce qui est mesuré pour le membre inférieur gauche. L'opposé de la courbe de la composante médio-latérale de la résultante des efforts de réaction du sol est considéré pour le membre inférieur droit, de façon à s'affranchir du signe obtenu en fonction du côté considéré.

Une représentation de la résultante des efforts de réaction du sol et sa projection est représenté Figure 14. Dans ce cas, la composante longitudinale est négative (antéro-postérieure, appelée plus simplement postérieure), la composante normale est positive (caudo-craniale) et la composante médio-latérale est positive (latéro-médiale, appelée plus simplement médiale).

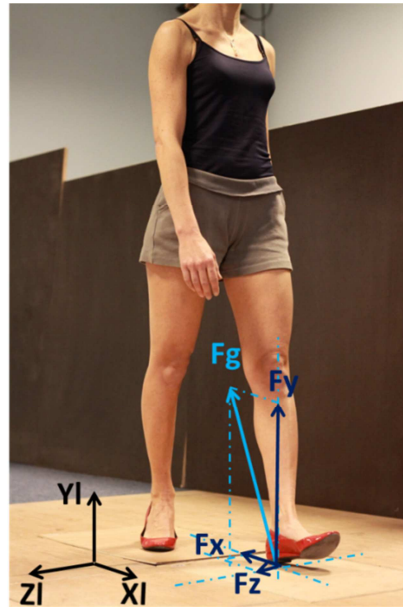


Figure 14 : Exemple de projection de l'effort dans le repère $R_{\text{situation}}$

4.4.3. MODELE INERTIEL

Les paramètres inertiels du corps entier sont obtenus par la méthode géométrique décrite par Pillet *et al.* (Pillet, et al., 2010). Les segments corporels sont modélisés par des cylindres elliptiques. Les travaux de Dempster sont utilisés pour définir les densités volumiques des segments (Dempster, 1955). Un modèle est créé à partir du relevé de la position des marqueurs sur le sujet. Le modèle inertiel permet de déterminer les coordonnées du centre de gravité des segments dans le repère de mesure.

4.4.4. CALCUL DES MOMENTS ET DES PUISSANCES ARTICULAIRES

4.4.4.1. EQUATION DE LA DYNAMIQUE

La connaissance du torseur des efforts exercés par le sol sur le pied, de l'accélération du centre de gravité des segments et des paramètres inertiels permettent d'utiliser la dynamique inverse pour calculer les efforts et moments articulaires. Une méthode ascendante de dynamique inverse sous le formalisme de Legnani *et al.* (Legnani, et al., 1996) proposée pour la marche par Doriot et Chèze (Doriot & Chèze, 2004) est utilisée. Pour cela, on isole un segment (exemple : le segment « pied ») et on fait un bilan des actions mécaniques externes à ce segment qui s'exercent sur ce segment.

Soit, comme représenté Figure 15:

- l'action mécanique de la pesanteur exercée au centre de gravité G du segment (\vec{P} , $\vec{CG} \wedge \vec{P}$)
- l'action mécanique du segment sous-jacent (ou du sol pour le pied) exercée au centre articulaire liant le segment sous-jacent (ou au COP pour le pied) au segment isolé (\vec{F}_{cop} , $\vec{CCOP} \wedge \vec{F}_{cop}$), \vec{M}_{cop} .
- l'action mécanique du segment sus-jacent exercée au centre articulaire liant le segment sus-jacent au segment isolé (\vec{F}_C , \vec{M}_C)

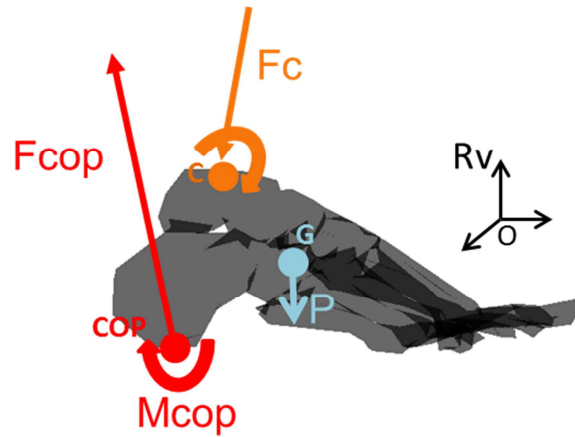


Figure 15 : Représentation schématique des efforts s'appliquant sur le segment {pied}. Rv = repère de mesure

On écrit l'équilibre dynamique du système en appliquant le principe fondamental de la dynamique dans le repère Rv pour calculer l'action mécanique du segment sus-jacent sur le segment isolé :

$$m\vec{\Gamma}_{G/R_v} = \vec{F}_{cop} + \vec{P} + \vec{F}_C \quad (\text{Équation 1})$$

$$\vec{\delta}_C = \vec{CG} \wedge \vec{P} + \vec{M}_{cop} + \vec{CCOP} \wedge \vec{F}_{cop} + \vec{M}_C \quad (\text{Équation 2})$$

Le terme $m\vec{\Gamma}_{G/R_v}$ est obtenu à partir de la mesure de l'accélération par rapport à Rv du centre de gravité du segment ($\vec{\Gamma}_{G/R_v}$), de la masse du segment (m). Comme proposé par Goujon (Goujon, 2006), la vitesse et l'accélération du centre de gravité des segments sont obtenus par dérivation par différences finies centrées et filtrage par filtre de Butterworth récursif d'ordre quatre. La fréquence de coupure du filtre a été choisie de 5Hz.

Les paramètres inertiels et cinématiques sont utilisés pour calculer le moment dynamique au centre de gravité du segment (G) appelé $\vec{\delta}_G$. Le moment dynamique au point C est ensuite obtenu par :

$$\vec{\delta}_C = \vec{\delta}_G + \vec{CG} \wedge m\vec{\Gamma}_{G/R_v} \quad (\text{Équation 3})$$

Ces équations permettent de déterminer l'action mécanique au centre articulaire du segment sus-jacent sur le segment isolé (\vec{F}_C , \vec{M}_C). Les termes obtenus sont normalisés par la masse du sujet.

4.4.4.2. INTERPRETATION DES MOMENTS ARTICULAIRES

L'action mécanique du segment sus-jacent sur le segment isolé calculé est appelé torseur intersegmentaire ou articulaire. Elle est composée d'un effort et d'un moment exprimé au centre articulaire (de l'articulation liant les deux segments).

D'après le principe fondamental de la dynamique appliqué au segment isolé et décrit précédemment (Equation 1 et 2), le moment au centre articulaire est égal à

$$\overrightarrow{M_C} = \overrightarrow{\delta_C} - \overrightarrow{CG} \wedge \vec{P} - \overrightarrow{M_{cop}} - \overrightarrow{CCOP} \wedge \overrightarrow{F_{cop}} \quad (\text{Equation 4})$$

Ce moment (au centre articulaire) $\overrightarrow{M_C}$ sera appelé indifféremment **moment intersegmentaire**, **moment articulaire** ou **moment dans l'articulation**. Par exemple lorsqu'on isole le pied, on dira que le calcul dynamique nous permet d'obtenir le moment dans la cheville, ce qui représente le moment exercé par la jambe sur le pied.

Dans l'articulation saine, le moment articulaire calculé par la dynamique inverse correspond au moment résultant:

- des efforts de contact du segment sus-jacent sur le segment isolé,
- des efforts musculaires exercés par le segment sus-jacent ou les segments sus-jacents sur le segment isolé
- des efforts ligamentaires exercés par le segment sus-jacent sur le segment isolé.

Dans la plupart des cas les moments dus aux efforts de contact et aux ligaments sont négligés. Ainsi, le moment articulaire calculé par dynamique inverse est interprété cliniquement comme l'action des muscles dans l'articulation saine pendant le mouvement. Cependant, le calcul des contributions de chaque muscle à la génération du moment articulaire nécessite la définition d'un modèle musculaire. En l'absence d'un tel modèle, l'interprétation des moments articulaires est possible sous certaines hypothèses simplificatrices et en considérant les études antérieures qui ont mesuré l'activation des muscles pendant les différentes phases de la marche (Perry, 1992).

De plus, pour l'interprétation, le moment articulaire est projeté sur les trois axes du repère anatomique du segment sus-jacent à l'articulation. La projection du moment articulaire au centre de l'articulation sera appelée :

- Moment articulaire dans le plan frontal lorsqu'il est projeté sur l'axe \vec{x} du repère anatomique du segment sus-jacent.
- Moment articulaire dans le plan transverse lorsqu'il est projeté sur l'axe \vec{y} du repère anatomique du segment sus-jacent.
- Moment articulaire dans le plan sagittal lorsqu'il est projeté sur l'axe \vec{z} du repère anatomique du segment sus-jacent.

Ainsi, sur l'exemple présenté Figure 16, représentant le cas d'un mouvement de dorsiflexion de cheville sans contact avec le sol, le moment articulaire de cheville dans le plan sagittal pourra être qualifié de moment de dorsiflexion de cheville (Figure 16). De plus, le moment articulaire de

dorsiflexion de cheville sera interprété comme étant l'action des muscles fléchisseurs de cheville pendant le mouvement.

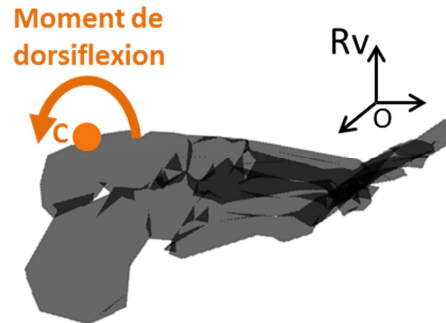


Figure 16 : Représentation du moment articulaire de dorsiflexion

Dans les articulations prothétiques, le moment articulaire est dû aux actions de la partie sus-jacente à l'articulation prothétique sur la partie sous-jacente. Le calcul du moment articulaire dans les composants prothétiques est utile pour connaître le chargement appliqué à ces systèmes mécaniques pendant la locomotion et comprendre leur comportement sous ce chargement.

On introduit à cet effet le moment externe exercé au centre articulaire. Il est obtenu en calculant le moment de l'effort de réaction du sol au centre articulaire de l'articulation considérée. Ce moment est obtenu en multipliant la résultante des efforts de réaction du sol par le bras de levier (voir Figure 17).

D'après l'Equation 4, le moment articulaire obtenu par dynamique inverse, équilibre à la fois le moment externe $\overrightarrow{M}_{cop} + \overrightarrow{CCOP} \wedge \overrightarrow{F}_{cop}$ et les actions dynamiques et de pesanteur. Au cours de la marche en phase d'appui, le moment dynamique $\overrightarrow{\delta}_C$ et le moment d'action de la pesanteur $\overrightarrow{CG} \wedge \vec{P}$ sont négligeables devant le moment externe aux différents niveaux articulaires (Boccardi, et al., 1981). Par conséquent, le moment articulaire sera du même ordre de grandeur que le moment externe de la résultante des efforts de réaction du sol au centre articulaire, et de signe opposé. Cette simplification permet de faire une interprétation rapide en clinique en observant la position de la ligne de charge par rapport aux centres articulaires. Par exemple, lorsque la ligne de charge passe en arrière du genou dans le plan sagittal, comme représenté Figure 18, l'effort de réaction du sol devient postérieur au pivot fémoro-tibial et on parlera de moment externe de flexion du genou. Dans tout le document, les moments présentés prennent en compte l'ensemble des termes intervenant dans le calcul de l'équilibre dynamique.

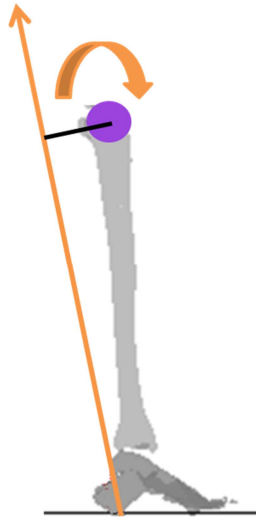


Figure 17 : Représentation schématique du moment externe calculé au centre articulaire du genou à partir de l'effort de réaction du sol et du bras de levier (distance entre le centre articulaire et l'effort). Ici est représenté un moment externe de flexion du genou

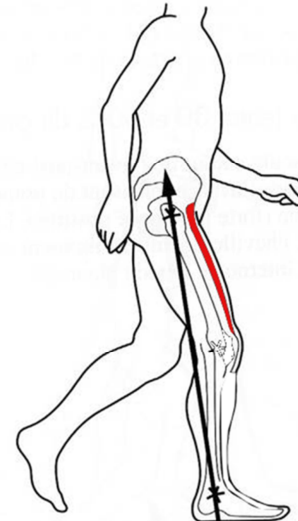


Figure 18 : Représentation de la ligne de charge passant en arrière du genou et représentation de l'activation des muscles extenseurs du genou. Schéma adapté de (Viel, 2000).

4.4.4.3. INTERPRETATION DES PUISSANCES ARTICULAIRES

La puissance articulaire est par définition égale au produit scalaire du moment articulaire par la vitesse angulaire articulaire (vitesse angulaire du segment sous-jacent par rapport au segment sus-jacent). De façon à interpréter cette puissance, Robertson et Winter (Robertson & Winter, 1980) proposent de calculer trois termes distincts correspondant au produit scalaire des termes du moment et de la vitesse angulaire sur chacun des trois axes du repère anatomique du segment sous-jacent. Ces puissances sont appelées respectivement :

- Puissance dans le plan frontal pour l'axe \vec{x} du repère anatomique du segment sus-jacent
- Puissance dans le plan transverse pour l'axe \vec{y} du repère anatomique du segment sus-jacent
- Puissance dans le plan sagittal pour l'axe \vec{z} du repère anatomique du segment sus-jacent

Lorsque la composante du moment dans l'articulation est de même signe que la vitesse angulaire de l'articulation, on parlera de **puissance générée (positive)**, dans le cas contraire on parlera de **puissance absorbée (négative)**. Les puissances articulaires, comme les moments articulaires, sont normalisées par rapport à la masse du sujet et exprimées en W/kg.

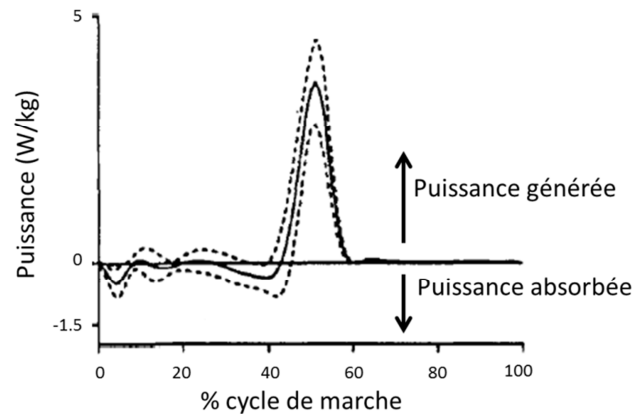


Figure 19 : Représentation de la puissance articulaire en fonction du cycle de marche. La puissance générée est positive et la puissance absorbée est négative. Ce graphe a été adapté de (Eng & Winter, 1995) et représente la puissance articulaire de cheville dans le plan sagittal pendant la marche à plat de 9 sujets asymptomatiques. La moyenne est en trait plein. Les traits pointillés représentent plus ou moins un écart-type autour de la moyenne.

4.5. PARAMETRES FONCTIONNELS

Le choix des paramètres fonctionnels a été fait dans le cadre du master de Karine Langlois en s'appuyant sur la littérature (Langlois, 2012). Des scores fonctionnels ont été calculés à partir des questionnaires fonctionnels remplis dans la fiche clinique. Un score sur 70 a été calculé à partir des réponses aux questions du test PPA-LCI pour les sujets amputés. Un score sur 30 a été calculé à partir des réponses données dans l'item mobilité du SF-36 pour les sujets amputés et les sujets asymptomatiques.

4.6. EXPLOITATION DES DONNEES

4.6.1. PRESENTATION DES RESULTATS CINEMATQUES ET DYNAMIQUES : COURBES ET PARAMETRES

Les résultats d'analyse de la marche sont donnés soit sous forme de courbes échantillonnées représentant l'évolution des variables de la marche en fonction du cycle de marche, soit par des paramètres quantifiés à partir des courbes.

4.6.1.1. COURBES ET CORRIDORS

Toute variable cinématique ou dynamique décrivant la locomotion est calculée en fonction du temps pendant l'intervalle de temps du cycle de marche étudié. Pour comparer les valeurs d'une variable calculées pour différents cycles de marche, les variables sont normalisées par rapport au temps du cycle de marche, et exprimées en fonction du pourcentage du cycle de marche. Les variables cinématiques et dynamiques sont donc représentées sous forme de courbes échantillonnées tous les 2% de 0 à 100% du cycle de marche.

Compte tenu de la variation intra-individuelle de la marche (Goujon, 2006), on considère que la courbe moyenne calculée sur l'ensemble des passages du sujet pour chaque cycle considéré est représentative de l'évolution de la variable considérée au cours du cycle de marche. Les courbes aberrantes (outliers) étaient écartées avant le calcul de la moyenne. Le principe du calcul est illustré par le cadre de gauche de la Figure 20.

Des groupes de sujets sont ensuite constitués avec les sujets amputés transfémoraux (TF), ou les sujets amputés transtibiaux (TT), ou encore les sujets asymptomatiques (SA). Pour une variable, la moyenne et l'écart-type sont ensuite calculés à partir des données obtenues pour tous les sujets d'un groupe pour un cycle donné. Le principe est illustré dans le cadre de droite de la Figure 20. Cela permet d'obtenir pour toutes les variables cinématiques et dynamiques, une courbe moyenne pour chaque groupe de sujets.

On calcule également l'intervalle de plus ou moins un écart-type autour de la moyenne. Dans cet intervalle sont compris 68% des individus du groupe. La représentation (en fonction du pourcentage du cycle de marche) de la moyenne entourée de cet intervalle sera appelé corridor.

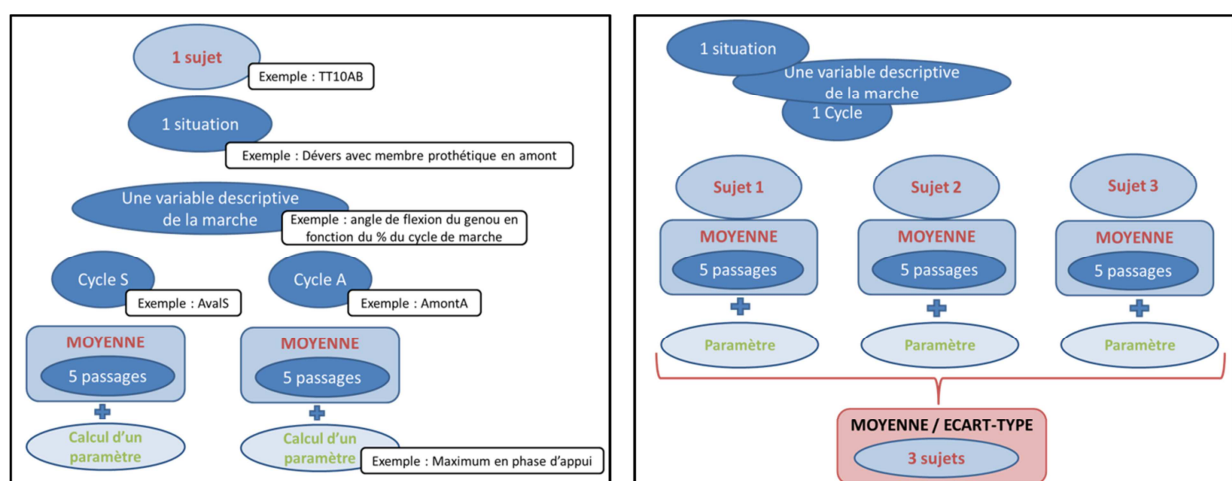


Figure 20 : Représentation schématique du calcul des corridors et des paramètres

4.6.1.2. CALCUL DES PARAMETRES SUR LES COURBES

Des paramètres descripteurs sont utilisés pour caractériser les courbes. Pour un sujet, ils sont calculés à partir des courbes moyennes du sujet (cadre de gauche Figure 20). Les paramètres moyens pour un groupe de sujets sont, quant à eux, obtenus en calculant la moyenne et l'écart-type des paramètres obtenus pour tous les sujets du groupe (cadre de droite Figure 20).

4.6.2. CARACTERISATION DES ADAPTATIONS : CALCUL DES VARIATIONS DES PARAMETRES

Les adaptations entre une condition de marche (amont, aval, montée, descente) et le plat, seront caractérisées par les variations des paramètres. Ces variations sont d'abord calculées pour chaque sujet à partir des paramètres calculés comme indiqué précédemment sur les courbes moyennes de tous les passages du sujet. On remarquera que les variations n'ont un sens que si elles sont calculées pour des paramètres précis issus préalablement des courbes.

Pour un sujet donné, la variation d'un paramètre donné est obtenue pour un côté donné (A ou S) et une condition donnée en soustrayant la valeur de ce paramètre pour le cycle correspondant à plat à la valeur de ce paramètre pour le cycle correspondant au côté et à la condition. Par exemple pour un sujet, la variation de l'angle maximal de flexion du genou en phase d'appui du côté amputé entre la marche en dévers quand le pied prothétique est en amont et le plat est calculé par :

Variation = Valeur du maximum pour le cycle AmontA – Valeur du maximum pour le cycle PlatA.

La moyenne et l'écart-type des variations sont ensuite calculés sur tous les sujets du groupe, comme pour les paramètres.

4.6.3. LEXIQUE ET CONVENTIONS DE SIGNE DES ANGLES ET MOMENTS

4.6.3.1. CAS DES PLANS FRONTAL ET TRANSVERSE

La construction des repères anatomiques choisie a pour conséquence que tous les angles des articulations et des segments et les moments dans les articulations calculés dans les plans frontal et transverse sont de signes opposés entre le membre inférieur droit et le membre inférieur gauche. La Figure 21 illustre le cas de la hanche : les positions relatives dans le plan frontal des repères des fémurs droit et gauche par rapport au repère bassin sont opposées en signe mais s'interprètent cliniquement comme de l'abduction.

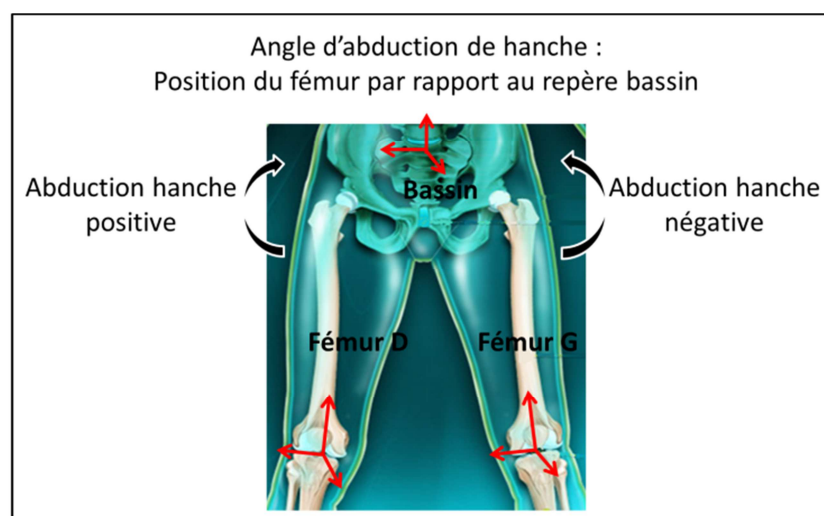


Figure 21 : Exemple du calcul d'un angle articulaire dans le plan frontal : abduction de hanche

Pour chaque sujet, on calcule l'opposé de toutes les courbes dans le plan frontal et dans le plan transverse obtenues pour le membre inférieur droit. Ceci permet d'associer les signes des courbes à une interprétation clinique indépendante du côté d'intérêt. Les repères associés à chaque segment corporel et les conventions de signe choisis pour les paramètres d'angles et de moments sont présentés dans le paragraphe suivant.

4.6.3.2. CONVENTIONS DE SIGNE POUR LES ARTICULATIONS

Les tableaux suivants cherchent à établir le lien entre les termes cliniques, qui sont utilisés pour décrire la cinématique et la dynamique des articulations dans l'ensemble du document, et les paramètres mécaniques calculés selon les méthodes décrites précédemment. Il faut noter que les termes cliniques employés désignent indifféremment une position ou un mouvement. Par exemple, la flexion du genou peut désigner à la fois un mouvement de flexion ou la position du genou en flexion. Dans le document nous avons utilisé les termes cliniques afin de désigner les positions.

Les conventions de signe définies sont les mêmes pour les deux membres inférieurs et correspondent aux signes des grandeurs obtenues pour le membre inférieur gauche.

4.6.3.2.1. CHEVILLE

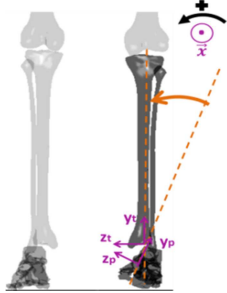

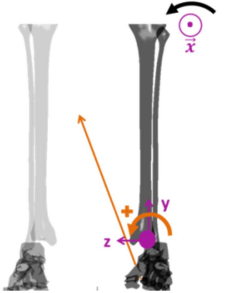
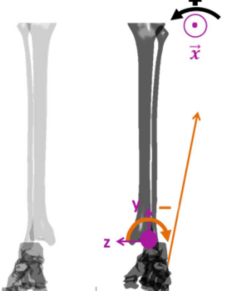


		Angle cheville		Moment articulaire de cheville	
Signe		+	-	+	-
		Varus (Adduction, Inversion)	Valgus (Abduction, Eversion)	Valgus (Abduction, Eversion)	Varus (Adduction, Inversion)
Plan frontal (Rotation autour → de \vec{x}) :					
					

Tableau 9 : Conventions de signe pour la cheville dans le plan frontal

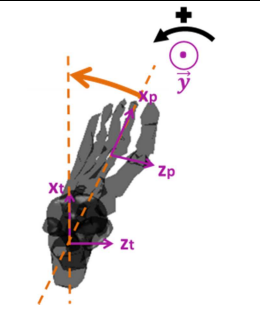
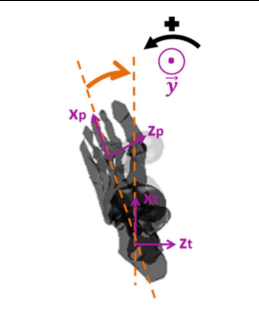
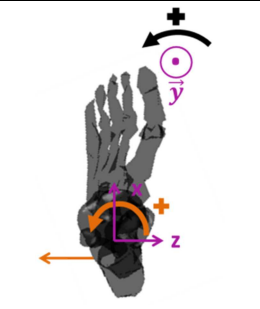
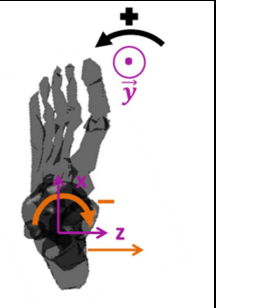


	Angle cheville		Moment articulaire de cheville	
Signe	+	-	+	-
	Rotation interne	Rotation externe	Rotation externe	Rotation interne
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y}) :				
				

Tableau 10 : Conventions de signe pour la cheville dans le plan transverse

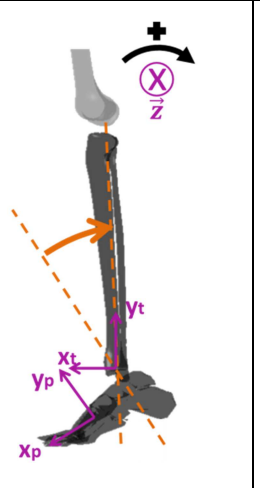
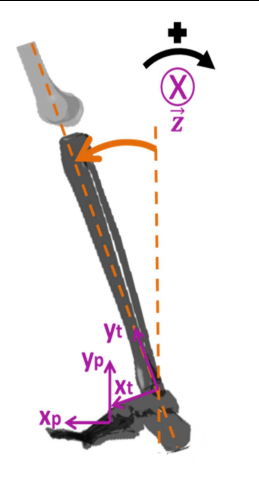
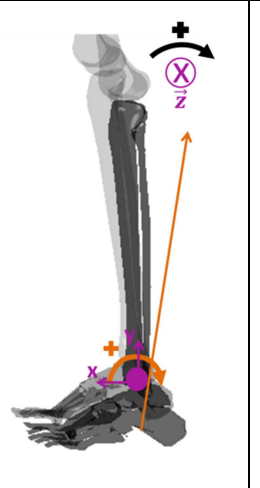
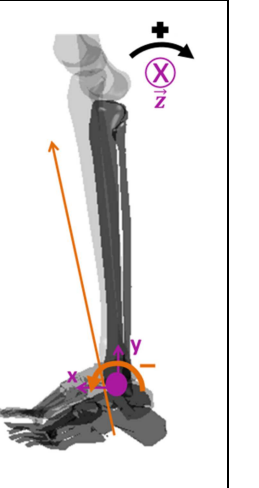


	Angle cheville		Moment articulaire de cheville	
Signe	+	-	+	-
	Plantiflexion	Dorsiflexion	Dorsiflexion	Plantiflexion
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z}) :				
				

Tableau 11 : Conventions de signe pour la cheville dans le plan sagittal

4.6.3.2.2. GENOU

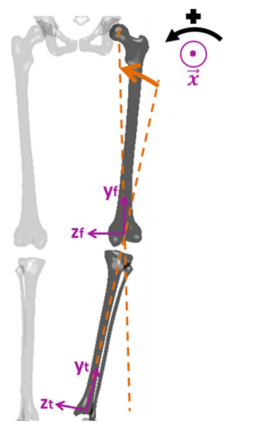
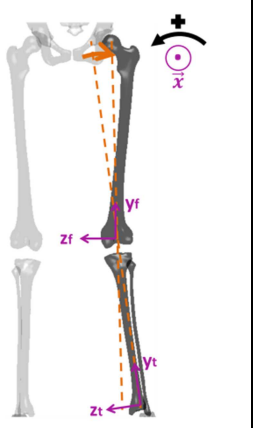
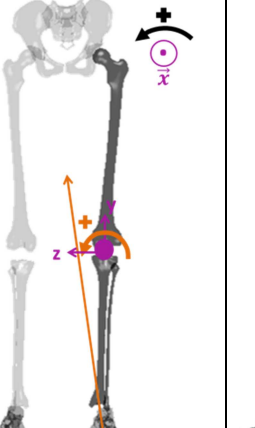
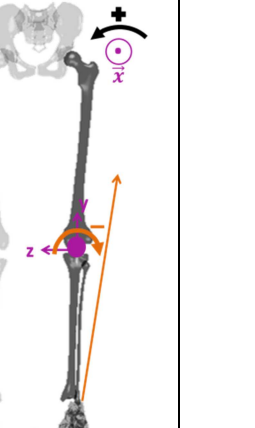


		Angle genou		Moment articulaire de genou	
Signe		+	-	+	-
Plan frontal (Rotation autour de \vec{x}) :		Varus (Adduction)	Valgus (Abduction)	Valgus (Abduction)	Varus (Adduction)
					
					

Tableau 12 : Conventions de signe pour le genou dans le plan frontal

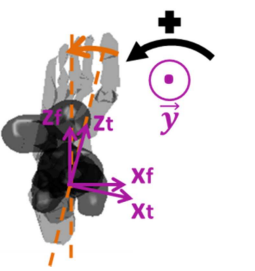
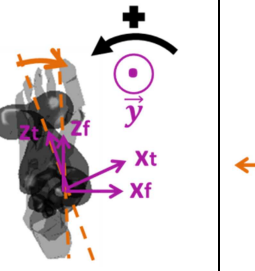
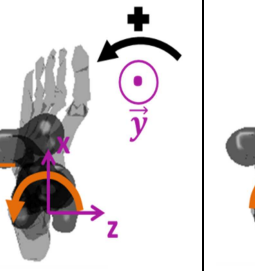
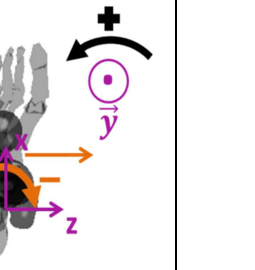

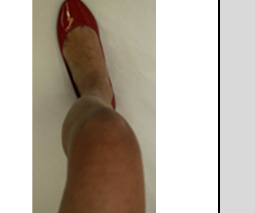
		Angle genou		Moment articulaire de genou	
Signe		+	-	+	-
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y}) :		Rotation interne	Rotation externe	Rotation externe	Rotation interne
					
					

Tableau 13 : Conventions de signe pour le genou dans le plan transverse

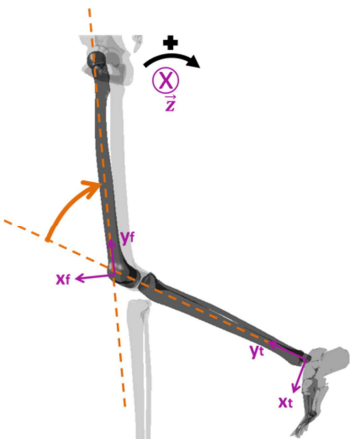
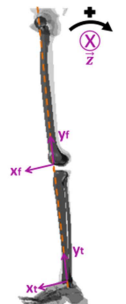
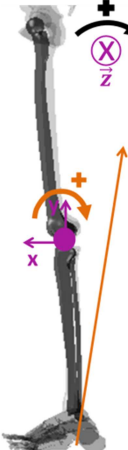
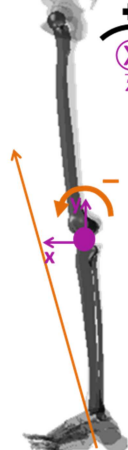


		Angle genou		Moment articulaire de genou	
Signe	+	-	+	-	
Plan sagittal (Rotation autour → de \vec{Z}) :	Flexion	Extension ⁵	Extension	Flexion	
		 Pas de position d'extension du genou pendant la marche			
					

Tableau 14 : Conventions de signe pour le genou dans le plan sagittal

⁵ Le terme extension est également employé en clinique pour désigner la position neutre de l'articulation. Lorsque l'angle du genou est inférieur à 0° en position neutre on parle de genou en récurvatum.

4.6.3.2.3. *HANCHE*

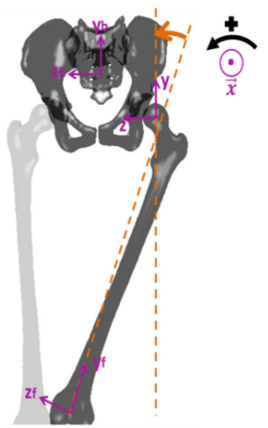
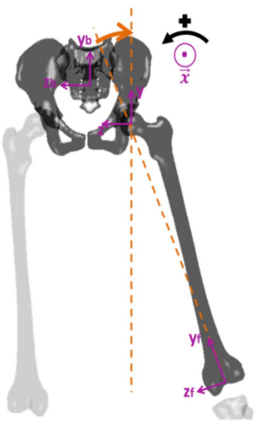
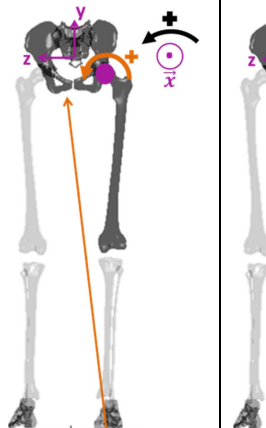



	Angle hanche		Moment articulaire de hanche	
Signe	+	-	+	-
	Adduction	Abduction	Abduction	Adduction
Plan frontal (Rotation autour de \vec{x}):				
				

Tableau 15 : Conventions de signe pour la hanche dans le plan frontal

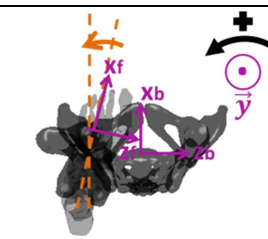
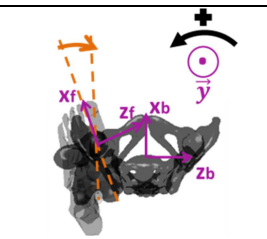
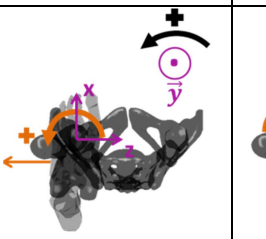

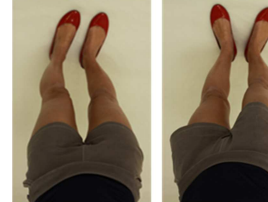

	Angle hanche		Moment articulaire de hanche	
Signe	+	-	+	-
	Rotation interne	Rotation externe	Rotation externe	Rotation interne
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y}):				
				

Tableau 16 : Conventions de signe pour la hanche dans le plan transverse

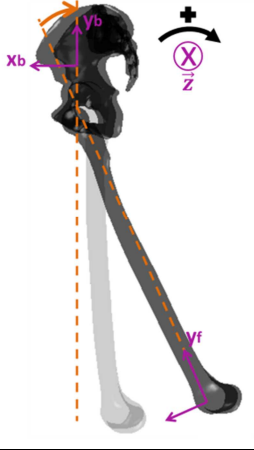
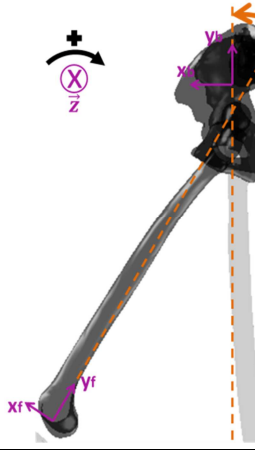
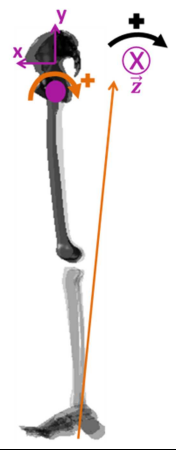
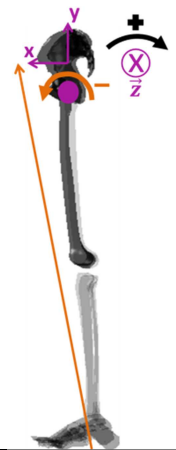


		Angle hanche		Moment articulaire de hanche	
Signe		+	-	+	-
		Extension	Flexion	Flexion	Extension
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z}) :					
					

Tableau 17 : Conventions de signe pour la hanche dans le plan sagittal

4.6.3.3. CONVENTIONS DE SIGNE POUR LES SEGMENTS FÉMUR ET BASSIN

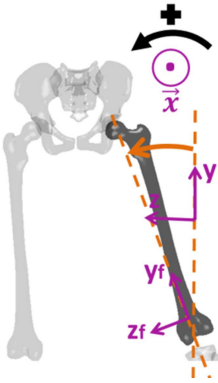
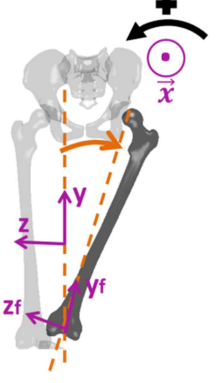


Segment Fémur : Angle		
Signe	+	-
Plan frontal (Rotation autour de \vec{x})	Inclinaison latérale Fémur incliné vers l'extérieur (abduction)	Inclinaison médiale Fémur incliné vers l'intérieur (adduction)
		
		

Tableau 18 : Convention de signe pour le segment fémur dans le plan frontal

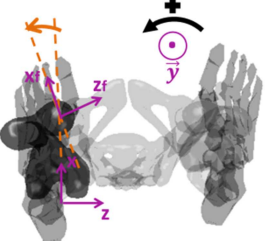
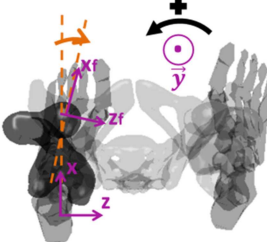


Segment Fémur : Angle		
Signe	+	-
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y})	Rotation externe	Rotation interne
		
		

Tableau 19 : Convention de signe pour le segment fémur dans le plan transverse

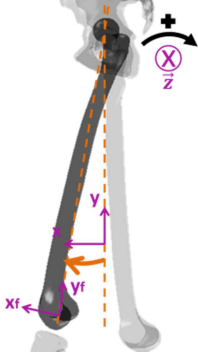
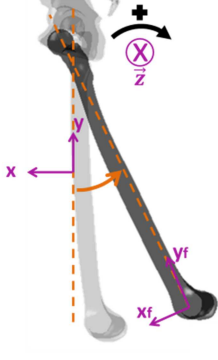


Segment Fémur : Angle		
Signe	+	-
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z})	Fémur en avant (Tête fémorale en arrière du genou)	Fémur en arrière (Tête fémorale en avant du genou)
		
		

Tableau 20 : Convention de signe pour le segment fémur dans le plan sagittal

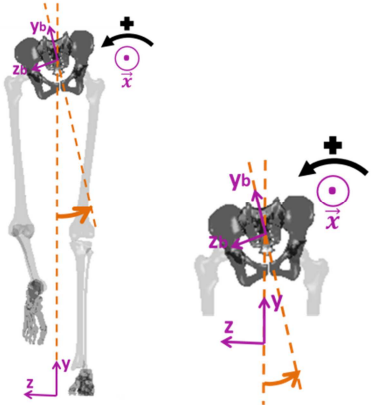
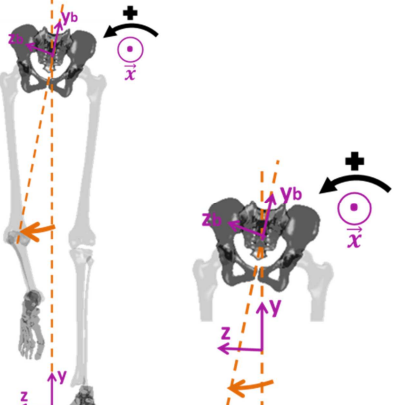




Segment Bassin : Angle		
Signe	+	-
Plan frontal (Rotation → autour de \vec{x}) :	Inclinaison controlatérale par rapport au membre étudié (Descente de l'épine controlatérale)	Inclinaison homolatérale par rapport au membre étudié (Descente de l'épine homolatérale)
		
	 	 

Tableau 21 : Conventions de signe pour le bassin dans le plan frontal (membre étudié gauche)

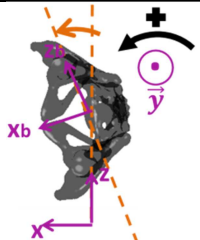
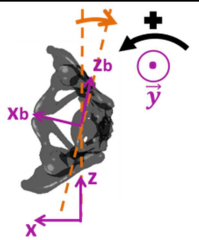


Segment Bassin : Angle		
Signe	+	-
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y}) :	Rotation controlatérale par rapport au membre étudié (Avancée de l'épine controlatérale)	Rotation homolatérale par rapport au membre étudié (Avancée de l'épine homolatérale)
		
		

Tableau 22 : Conventions de signe pour le bassin dans le plan transverse (membre étudié gauche)

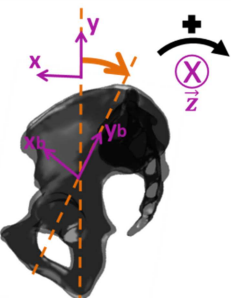
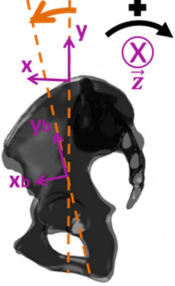


Segment Bassin : Angle		
Signe	+	-
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z}) :	Rétroversion du bassin	Antéversion du bassin
		
		

Tableau 23 : Conventions de signe pour le bassin dans le plan sagittal

Les conventions de signe prises pour les autres segments (pied, tibia, et tronc) sont détaillées en Annexe C.5.

5. SYNTHÈSE DU CHAPITRE

Le protocole mis en place permet de mesurer la cinématique et la dynamique d'un modèle à 13 segments corporels du corps entier dans cinq situations de marche différentes (plat, dévers, pente à 5%, pente à 12%, escaliers). Le nombre et la position des marqueurs permettront de calculer la cinématique segmentaire et articulaire dans les trois plans de l'espace. La reproduction des situations contraignantes avec des modules fixés aux plateformes, la mesure d'un cycle de marche pour chaque membre inférieur par passage permettent d'avoir un temps d'expérimentation relativement court, ce qui est adapté à la population étudiée.

Le traitement de données issues des expérimentations a permis la mise en place d'une méthode de création de plateformes de force virtuelles pour visualiser et mesurer le torseur des efforts du sol sur le pied.

Enfin, les adaptations de la locomotion des sujets entre les différentes situations seront caractérisées par les variations des paramètres biomécaniques (cinématiques et dynamiques) de la marche entre les situations.

CHAPITRE III : EVALUATION DE LA PRECISION DU PROTOCOLE

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer la précision du protocole présenté partie I - chapitre II. Le premier paragraphe de ce chapitre permet de rappeler, à travers une analyse bibliographique, les différentes sources d'incertitudes dans un protocole d'analyse du mouvement, et leurs répercussions dans l'analyse cinématique et dynamique de la marche. Dans le second paragraphe, un travail personnel est présenté pour compléter l'analyse bibliographique dans le cas particulier du protocole de l'étude. L'objectif est d'évaluer la répercussion des incertitudes sur le calcul des variations, entre plusieurs situations de marche, des paramètres biomécaniques issus de l'analyse cinématique et dynamique.

Sommaire du chapitre

1.	Analyse bibliographique de l'évaluation de la précision d'un protocole d'analyse du mouvement	56
1.1.	Analyse cinématique	56
1.1.1.	Sources d'incertitudes	56
1.1.2.	Répercussion sur les résultats cinématiques	57
1.2.	Analyse dynamique : Sources d'incertitude et répercussions sur les résultats dynamiques	58
1.2.1.	Incertitudes sur le modèle inertiel	59
1.2.2.	Incertitudes sur la position des centres articulaires	59
1.2.3.	Incertitudes liées au calcul des accélérations du centre de gravité des segments	60
1.2.4.	Incertitudes dans le terme de contact : incertitudes sur la position du centre de pression et la mesure du torseur des efforts dans la plateforme de force	60
1.2.5.	Contribution relative sur le calcul des efforts intersegmentaires	61
1.3.	Interprétation des analyses cinématiques et dynamiques en clinique	62
1.4.	Synthèse	63
2.	Travail personnel : Validation du protocole mis en place	63
2.1.	Identification des incertitudes de mesure dans le protocole de l'étude	63
2.2.	Matériel et méthodes	64
2.2.1.	Estimation de l'incertitude dans le calcul des variations des positions angulaires des articulations pendant les adaptations aux situations	64
2.2.2.	Estimation de l'incertitude sur la position du centre de pression dans les situations contraignantes avec les plateformes de force virtuelles	65
2.3.	Résultats et discussion	66
2.3.1.	Estimation de l'incertitude dans le calcul des variations des positions angulaires des articulations pendant les adaptations aux situations	66
2.3.2.	Estimation de l'incertitude sur la position du centre de pression dans les situations contraignantes avec les plateformes de force virtuelles	68
3.	Synthèse du chapitre	69

1. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE L'ÉVALUATION DE LA PRÉCISION D'UN PROTOCOLE D'ANALYSE DU MOUVEMENT

L'objectif de ce paragraphe est de mettre en évidence les sources d'incertitudes pour l'analyse cinématique et dynamique de la marche et d'identifier les méthodes d'évaluation utilisées dans la littérature pour les quantifier.

1.1. ANALYSE CINÉMATIQUE

1.1.1. SOURCES D'INCERTITUDES

L'analyse cinématique repose sur l'analyse des mouvements des repères anatomiques associés aux segments osseux. Différentes sources d'incertitudes affectent la construction des repères anatomiques (Goujon, 2006) (Della Croce, et al., 2005), (Chiari, et al., 2005), (Leardini, et al., 2005). Ces incertitudes sont liées:

- A la palpation des points anatomiques sur les reliefs osseux par les expérimentateurs
- A la précision du système de mesure utilisé
- Au mouvement de glissement des tissus mous par rapport à l'os.

Tout d'abord, des incertitudes résultent du positionnement des marqueurs sur les reliefs osseux qui définissent les points anatomiques utilisés pour construire les repères anatomiques. Dans la littérature, ces incertitudes ont été quantifiées en évaluant la répétabilité du placement des points palpés par un même opérateur (Goujon, 2006) et par plusieurs opérateurs (Della Croce, et al., 2005). Une méthode d'évaluation consiste à replacer des marqueurs en gardant une référence fixe sur les segments par l'intermédiaire d'ancillaires (Della Croce, et al., 2005). Pour l'ensemble des marqueurs palpés dans l'étude de Goujon (Goujon, 2006), l'incertitude du placement était inférieure à 10 mm. Della Croce *et al.* (Della Croce, et al., 2005) donnent un ordre de grandeur similaire sur l'incertitude de placement de ces marqueurs par un même opérateur. La dispersion inter-opérateur varie entre 15 et 20 mm pour les marqueurs placés sur les membres inférieurs et entre 15 et 25 mm pour les marqueurs placés sur les épines-iliaques du bassin (Della Croce, et al., 2005).

Certains points anatomiques utilisés pour construire les repères anatomiques ne sont pas palpables. C'est le cas du centre de la tête fémorale qui est utilisé pour construire le repère associé au segment fémur. Sa position est estimée par rapport aux points anatomiques du bassin par méthodes prédictives, fonctionnelles ou par méthodes d'imagerie médicale (Sangeux, et al., 2011). La précision des méthodes estimant la position de la tête fémorale est évaluée par comparaison avec une image clinique prise comme référence (Sangeux, et al., 2011) (Pillet, et al., 2014). Comme indiqué partie I – chapitre II – paragraphe 4.3.1, la méthode prédictive proposée par Bell *et al.* (Bell, et al., 1990) est utilisée dans ce protocole. Avec cette méthode, l'incertitude sur la position de la tête fémorale chez les sujets asymptomatiques est de l'ordre de 23.3 mm (Leardini, et al., 1999).

Le calcul de la position des marqueurs dans l'espace par le système de mesure induit une autre source d'incertitude pour la construction des repères anatomiques. Cette incertitude est liée à la précision du système de mesure qui a été évaluée par Goujon (Goujon, 2006) pour le système optoélectronique de mesure Vicon 370. Elle estime que le système de mesure est précis à 1.57 mm dans le calcul de la position d'un marqueur isolé.

Les systèmes optoélectroniques d'analyse du mouvement permettent de déterminer le mouvement des os à partir de la position des marqueurs placés sur la peau des sujets. Or pendant la marche, la peau glisse par rapport à l'os sous-jacent. Ce mouvement, appelé artefact des tissus mous, a été identifié comme la principale source d'erreur en analyse du mouvement (Leardini, et al., 2005). De nombreux auteurs se sont intéressés à quantifier ce mouvement de la peau par rapport aux os. Pour les membres inférieurs pendant la marche, les incertitudes liées à l'artefact des tissus mous sont de l'ordre du centimètre, et c'est pour la cuisse que les mouvements de peau par rapport au fémur sont les plus importants (Leardini, et al., 2005) (Goujon, 2006). Des protocoles particuliers et des méthodes mathématiques ont été développés pour minimiser ou compenser les erreurs faites dans le calcul de la cinématique des os à partir des marqueurs (Chèze, et al., 1995), mais il n'y a pas actuellement de consensus sur une méthode (Leardini, et al., 2005). En outre, les ancillaires, structures rigides avec plusieurs marqueurs, sont utilisés pour supprimer les variations de distance entre les marqueurs pendant la marche dues aux mouvements de peau. Ceci permet de faire une étude cinématique sur des solides indéformables mais pas forcément de décrire plus précisément le mouvement de l'os sous-jacent (Leardini, et al., 2005) (Goujon, 2006).

1.1.2. REPERCUSSION SUR LES RESULTATS CINEMATIQUES

Les incertitudes de mesure sur la position des marqueurs se propagent dans le calcul des variables cinématiques. Il est possible d'estimer cette répercussion par des techniques de simulation numérique de Monte Carlo⁶ où l'erreur de mesure est reproduite sur les différentes étapes de calcul. Pour chaque incertitude un bruit de mesure est injecté sur un jeu de données (n itérations) et la dispersion sur les variables de sortie est calculée après le traitement des données (Goujon, 2006).

Pour les incertitudes de mesure du système optoélectronique, la répercussion sur les angles des articulations des membres inférieurs dans les trois plans de l'espace est inférieure à 3° (Goujon, 2006). Les incertitudes liées au placement des marqueurs sur les points anatomiques par un même opérateur ont une répercussion pouvant aller dans le plan frontal jusqu'à 3° à la cheville, 9° au genou et 7° à la hanche, et dans le plan sagittal jusqu'à 3° à la cheville et au genou et 8° à la hanche (Goujon, 2006) (Della Croce, et al., 2005). Lorsque plusieurs opérateurs replacent les marqueurs anatomiques sur les membres inférieurs, la répercussion des incertitudes sur le calcul des angles des articulations des membres inférieurs est plus élevée, notamment dans le plan frontal (Della Croce, et al., 2005). D'après Della Croce *et al.* (Della Croce, et al., 2005), des écarts sur les angles d'abduction/adduction allant jusqu'à 11° à la cheville et 5° au genou et à la hanche ont été observés (Della Croce, et al., 2005).

⁶ L'algorithme de Monte-Carlo est fondé sur la réalisation répétée de tirages aléatoires pour calculer une valeur numérique (Metropolis & Ulam, 1949).

Enfin, il a été rapporté dans la littérature que l'artefact des tissus mous peut introduire une erreur pouvant être du même ordre de grandeur que la mobilité de l'articulation au cours du mouvement, en particulier au genou dans les plans frontal et transverse (Leardini, et al., 2005). Ces erreurs dépendent cependant des sujets et de l'activité (Tsai, et al., 2009). Parmi les situations contraignantes étudiées, l'escalier est l'une des situations pour laquelle les amplitudes des articulations sont les plus importantes dans le plan sagittal (Bonnet, 2009). Tsai *et al.* (Tsai, et al., 2011) ont étudié la répercussion de l'artefact des tissus mous sur les angles et moments articulaires calculés au genou pendant la montée d'escalier. Ils comparent la position des os obtenue par fluoroscopie 3D et par analyse du mouvement. Ils observent des différences significatives entre 10 et 40% du cycle de marche, pour les moments articulaires dans le plan sagittal dans le genou qui sont sous-estimés par rapport à la mesure obtenue par la méthode d'imagerie (12% de la valeur nominale) (Tsai, et al., 2011).

Il est intéressant de noter que cette source d'incertitude n'existe pas pour les variables concernant les articulations prothétiques.

1.2. ANALYSE DYNAMIQUE : SOURCES D'INCERTITUDE ET REPERCUSSIONS SUR LES RESULTATS DYNAMIQUES

L'analyse dynamique repose sur le calcul des torseurs d'efforts intersegmentaires par méthode de dynamique inverse (décrite partie I – chapitre II – paragraphe 4.4.4.). Plusieurs termes interviennent dans l'équation dynamique :

- Les termes dynamiques (accélération du centre de gravité et accélération angulaire des segments)
- L'action de la pesanteur
- Le terme de contact représentant l'action des interactions entre le pied et le sol.

Pour un sujet, plusieurs sources d'incertitudes entraînent une répercussion sur les moments calculés dans les articulations des membres inférieurs. Dans les termes dynamiques de l'équation, ces incertitudes sont liées :

- Au modèle inertiel du sujet
- A la mesure de la position des centres articulaires
- Aux calculs par double dérivation de l'accélération du centre de gravité et de l'accélération angulaire des segments

Dans le terme de contact, les outils de mesure (les PFF) génèrent des incertitudes sur la mesure de la position du centre de pression et du torseur des efforts.

Les sous-paragaphes, ci-après, donnent un ordre de grandeur de la répercussion des incertitudes mentionnées dans le calcul des moments intersegmentaires.

1.2.1. INCERTITUDES SUR LE MODELE INERTIEL

Les paramètres inertiels des segments utilisés pour le calcul des torseurs intersegmentaires sont la masse, la position du centre de gravité et la matrice d'inertie de chaque segment. En analyse du mouvement, ils sont couramment obtenus par modélisation des segments du corps avec des modèles proportionnels ou géométriques. Dans le cas des modèles proportionnels comme celui proposé par De Leva (De Leva, 1996), les paramètres inertiels sont d'abord déterminés par mesure directe (cadavres, imagerie) sur une population donnée. Ceci permet de définir des tables proportionnelles à partir desquelles les paramètres inertiels des segments de n'importe quel sujet peuvent être obtenus en connaissant un nombre limité de mesures anthropométriques du sujet. Dans les modèles géométriques, des formes géométriques de volume connu sont attribuées à chaque segment. Les paramètres inertiels sont estimés à partir de ces volumes et des densités moyennes des tissus connus à partir d'études cadavériques.

L'utilisation de modèles différents modifie les paramètres inertiels des segments obtenus (Goujon, 2006). Le calcul des moments intersegmentaires est donc affecté par le choix des modèles de calcul des paramètres inertiels. Rao *et al.* (Rao, et al., 2006) ont testé l'influence du modèle choisi pour le calcul des paramètres inertiels avec cinq modèles différents pour sept sujets marchant à trois vitesses différentes à plat. Le choix du modèle implique des différences des moments, calculés aux articulations des membres inférieurs dans les trois plans de l'espace, qui sont inférieures à 20% de la valeur nominale (Rao, et al., 2006).

Concernant les paramètres inertiels des composants prothétiques, Smith (Smith, 2008) étudie comment la modification des inerties de la prothèse se répercutent sur les efforts dans les articulations pendant la marche. Sept chargements différents (sans chargement + 3 positions pour 2 masses différentes d'environ 1 et 2 kg) sont placés sur la prothèse pendant la marche à plat de six amputés transtibiaux, modifiant ainsi les paramètres inertiels de la prothèse. Les paramètres inertiels des segments résiduels sont estimés avec un modèle géométrique en faisant l'hypothèse que les tissus ont une densité uniforme (Mungiole & Martin, 1990). Les paramètres inertiels de la prothèse sont mesurés expérimentalement puis adaptés à chaque condition en fonction de la position et de la masse rajoutée. Smith (Smith, 2008) montre en particulier qu'en phase d'appui, bien que les contributions des moments du poids et des efforts du sol sur le pied soient modifiées par le changement des paramètres inertiels de la prothèse, il n'y a pas de répercussion sur le torseur des efforts intersegmentaires calculés. Cette étude montre que les incertitudes dans le calcul des paramètres inertiels de la prothèse n'ont pas d'influence significative sur les moments calculés dans les articulations des membres inférieurs en phase d'appui pendant la marche.

1.2.2. INCERTITUDES SUR LA POSITION DES CENTRES ARTICULAIRES

Les torseurs d'efforts intersegmentaires sont calculés aux centres articulaires. Comme présenté dans le paragraphe 1.1 de ce chapitre, des erreurs liées au protocole et au système de mesure affectent la détermination des positions des points anatomiques et notamment des centres articulaires. Plusieurs études ont quantifié l'impact d'une variation de la position des centres articulaires sur les moments calculés dans les articulations.

Pour une variation de 10 mm de la position du centre du genou suivant l'axe longitudinal, Holden and Stanhope (Holden & Stanhope, 1998) montrent que la valeur maximale du moment de flexion calculé au genou est modifiée de 123% à vitesse de marche lente et de moins de 50% à vitesse de marche confortable. Marin (Marin, 2000) a calculé les moments au centre du genou dans les trois plans de l'espace lorsque la position du centre articulaire du genou est modifiée de ± 10 mm suivant les axes antéropostérieur et médio-latéral du repère anatomique du tibia et de 0 à 25 mm suivant l'axe gravitaire du repère anatomique du tibia. Dans cette étude les différences sont inférieures à 19% des valeurs nominales des moments. Les résultats varient donc en fonction des études. Enfin, Doriot (Doriot, 2001) fait varier de ± 10 mm la position des centres articulaires de la cheville, du genou et de la hanche et montre que c'est le moment à la cheville dans le plan frontal qui est le plus affecté. Les moments à la hanche sont peu affectés par les variations de position du centre articulaire de hanche (Stagni, et al., 2000).

1.2.3. INCERTITUDES LIEES AU CALCUL DES ACCELERATIONS DU CENTRE DE GRAVITE DES SEGMENTS

La méthode de dérivation et le choix du filtre utilisés dans notre étude ont été repris du protocole de Goujon (Goujon, 2006). Pour rappel, l'accélération du centre de gravité des segments est calculée à partir de la position du centre de gravité estimée grâce au modèle géométrique. Pour chaque segment, les coordonnées du centre de gravité sont filtrées par filtre passe bas récursif de Butterworth (4ème ordre, fréquence de coupure 5Hz) et dérivées par différences finies centrées. Pour estimer les incertitudes dans le calcul des accélérations, Goujon (Goujon, 2006) a comparé les accélérations du centre de gravité obtenues pour les segments tronc, bassin, cuisse et jambe avec les données d'un accéléromètre placé sur chacun de ces segments. Les écarts entre le calcul et la mesure directe étaient inférieurs à 5% de la valeur nominale de l'accélération.

1.2.4. INCERTITUDES DANS LE TERME DE CONTACT : INCERTITUDES SUR LA POSITION DU CENTRE DE PRESSION ET LA MESURE DU TORSEUR DES EFFORTS DANS LA PLATEFORME DE FORCE

D'après les constructeurs, les capteurs six composantes (PFF) utilisés pour mesurer les torseurs d'efforts entre le pied et le sol sont précis à 3% pour toutes les composantes. Goujon (Goujon, 2006) détermine l'erreur systématique et aléatoire des mesures données par les PFF. Elle place un cylindre de masse connue à un gramme près à 90 positions différentes sur une PFF. La position du centre de pression, calculée à partir du torseur d'effort de réaction du sol mesuré par la PFF, est comparée à la position d'un marqueur placé au centre du cylindre. Concernant les efforts, l'erreur globale obtenue est inférieure à 1% de la valeur nominale pour la composante verticale de l'effort et de l'ordre de 8% de la valeur nominale pour les composantes tangentielles. Dans l'étude de Goujon (Goujon, 2006) l'erreur sur la position du centre de pression varie entre 10 et 20 mm, la précision étant meilleure au centre des PFF.

D'après McCaw *et al.* (McCaw & De Vita, 1995), une modification antéro-postérieure de 5 à 10 mm de la position du COP entraînerait une erreur de l'ordre de 14% de la valeur nominale des moments dans les articulations des membres inférieurs.

Silva et Ambrosio (Silva & Ambrósio, 2004) ont fait une étude de sensibilité sur le calcul des moments articulaires lorsque la position du COP est modifiée de 10 mm et 100 mm. Ils montrent que la sensibilité sur les moments articulaires à la cheville, au genou et à la hanche est équivalente. Les moments calculés dans le plan sagittal peuvent être affectés jusqu'à 750Nm/m par une modification de la position du COP selon l'axe antéropostérieur, et les moments dans le plan frontal jusqu'à 1100Nm/m pour une modification de la position du COP selon l'axe médio-latéral. Ainsi, une variation de 1 mm de la position du COP selon l'axe antéropostérieur donne une incertitude allant jusqu'à 0.8Nm à la cheville et à la hanche dans le plan sagittal sur l'ensemble du cycle de marche. Cette incertitude représente 1% à 6% de la valeur nominale du moment en fonction de l'instant du cycle de marche (Silva & Ambrósio, 2004).

1.2.5. CONTRIBUTION RELATIVE SUR LE CALCUL DES EFFORTS INTERSEGMENTAIRES

L'analyse de la répercussion des incertitudes sur le calcul des moments intersegmentaires réside essentiellement dans l'analyse de la contribution de chaque terme de l'équation dynamique obtenue en appliquant le principe fondamental de la dynamique sur un segment isolé.

Plusieurs auteurs ont calculé les différents termes de l'équation issus du principe fondamental de la dynamique permettant d'obtenir les torseurs d'efforts intersegmentaires (Boccardi, *et al.*, 1981). Ils montrent que les parts dues à la dynamique et à la pesanteur sont négligeables par rapport à la part due aux efforts de réaction du sol sur les pieds pendant la phase d'appui, notamment pour les articulations de cheville et de genou. Ce résultat a été confirmé par Fantozzi *et al.* (Fantozzi, *et al.*, 2012) pour l'étude de la marche des patients amputés, qui ont évalué la contribution des différents termes de l'équation (pesanteur, inerties, efforts de réaction du sol) dans les moments calculés à la cheville, au genou et à la hanche. Les paramètres inertiels des prothèses étant difficiles à estimer, ils montrent que les effets d'inerties peuvent être négligés dans les calculs des moments intersegmentaires à la cheville et au genou pendant toute la phase d'appui et à la hanche uniquement en début d'appui pendant le cycle de marche. Il en ressort que pendant la marche, la contribution des termes dus à la dynamique et à la pesanteur en phase d'appui est faible devant les termes de contact.

De plus, Silva et Ambrosio (Silva & Ambrósio, 2004) ont présenté une étude synthétisant la sensibilité des résultats obtenus par méthode de dynamique inverse pendant la marche à plat des sujets asymptomatiques (Silva & Ambrósio, 2004). Ils font varier les coordonnées des points anatomiques, les coordonnées du centre du genou et les masses des segments des membres inférieurs, les efforts de réaction du sol et la position de leur point d'application. Ils montrent également que ce sont les incertitudes sur la mesure des efforts au sol et de leur point d'application qui ont le plus de répercussion sur les moments intersegmentaires.

1.3. INTERPRETATION DES ANALYSES CINEMATQUES ET DYNAMIQUES EN CLINIQUE

Dans l'utilisation en clinique de l'analyse de la marche, l'interprétation des résultats est faite par comparaison. Un patient ou une cohorte de patients peut être comparé à un groupe de sujets asymptomatiques. Un patient peut également être comparé à lui-même dans une condition différente (après rééducation, après traitement ou chirurgie). Enfin, des groupes de patients ayant des caractéristiques différentes (appareillage, niveau d'amputation, stratégies de marche, niveau d'activité,...) peuvent être comparés entre eux.

On utilise en particulier le corridor des données (intervalle de plus ou moins un écart-type autour de la moyenne) qui contiennent statistiquement les données de 68% des individus du groupe. Les corridors sur les données des sujets asymptomatiques sont utilisés dans la littérature pour définir une bande de « normalité » afin d'identifier les patients qui sortent de la norme, ou d'identifier ce qui est différent entre un groupe de patient et la norme.

La répétabilité de la marche dépend du système musculo-squelettique et son action dans la réalisation d'une tâche qui peut être différente pour un même sujet lors de plusieurs passages et entre les sujets. Les corridors traduisent la variabilité inter-individuelle de la marche dans l'interprétation clinique. Cependant, les corridors prennent également en compte les incertitudes de mesures qui sont variables entre les sessions, les opérateurs et les protocoles. L'interprétation des résultats d'analyse de la marche nécessite donc de prendre quelques précautions (Schwartz, et al., 2004). Schwartz *et al.* (Schwartz, et al., 2004) ont étudié globalement les incertitudes qui existent sur les résultats d'analyse du mouvement et qui prennent en compte, les répercussions des incertitudes liées à la mesure et aux opérateurs, ainsi que la variabilité intra et inter-individuelle de la marche.

Avant l'interprétation, il est donc nécessaire de quantifier la répercussion des incertitudes de mesure sur les paramètres biomécaniques et d'estimer la variabilité inter-individuelle de la locomotion dans chaque population de sujets (Schwartz, et al., 2004).

La reproductibilité inter-individuelle (respectivement intra-individuelle) peut être évaluée en calculant la dispersion sur un paramètre sur un groupe de p sujets. Si la dispersion calculée est supérieure à la dispersion théorique due aux incertitudes de mesure, elle caractérise la dispersion de la marche inhérente au groupe étudié.

De même, l'analyse des écarts entre les passages d'un même sujet prend en compte à la fois les incertitudes de mesure et la variabilité propre de la marche du sujet dans une même condition. La reproductibilité intra-individuelle du mouvement est évaluée en calculant la dispersion sur les paramètres de marche de n passages d'un même sujet. La répétabilité intra-individuelle de la marche a déjà été estimée par Goujon (Goujon, 2006) pour une population de personnes amputées transfémorales et de personnes asymptomatiques pendant la marche à plat. Elle montre que l'ensemble des courbes biomécaniques a une très bonne répétabilité (calcul d'un coefficient de corrélation multiple supérieur à 0.7).

1.4. SYNTHÈSE

Les incertitudes sur les mesures lors de l'analyse de la marche viennent à la fois des systèmes de mesure utilisés et de la variabilité à la marche intra et inter-individuelle mais aussi du protocole et des méthodes de traitement utilisées. Malgré ces différentes sources d'incertitudes, la répétabilité globale des protocoles d'analyse de la marche est acceptable et peut être quantifiée pour un protocole donné de façon à interpréter correctement les résultats en comparant une personne à elle-même ou à d'autres personnes (Goujon, 2006) (Schwartz, et al., 2004). Il est important de retenir que les corridors utilisés dans l'interprétation des résultats traduisent la variabilité inter-individuelle et les incertitudes de mesure.

2. TRAVAIL PERSONNEL : VALIDATION DU PROTOCOLE MIS EN PLACE

2.1. IDENTIFICATION DES INCERTITUDES DE MESURE DANS LE PROTOCOLE DE L'ÉTUDE

Compte tenu des travaux existants, le travail personnel a porté sur la caractérisation des incertitudes et leur répercussion sur les résultats produits par le protocole spécifique de l'étude.

En particulier, la littérature a montré que ce sont les incertitudes sur le torseur des efforts et la position du centre de pression (COP) qui ont le plus de répercussion sur le calcul des moments intersegmentaires pendant la marche. Les incertitudes sur la position du COP, mesuré dans le cas de l'utilisation des dispositifs fixés sur les PFF, doivent donc être évaluées.

En ce qui concerne la répercussion des incertitudes sur la position des marqueurs, il faut noter que les marqueurs ne sont pas replacés entre les situations. Ceci permettra de comparer les sujets à eux-mêmes entre les situations (en comparant les valeurs dans différentes situations). De plus, les variations entre les paramètres biomécaniques entre les situations seront calculées pour chaque sujet. Pour caractériser les adaptations de chaque sujet aux situations à partir de ces variations, il faut connaître au préalable la part de l'incertitude de mesure dans les variations des paramètres qui seront calculées entre les situations.

Pour évaluer les incertitudes de mesure propres au protocole mis en place et leur répercussion dans les analyses cinématique et dynamique, deux études complémentaires sont présentées dans les paragraphes suivants. L'objectif était d'estimer la répercussion des incertitudes sur le calcul des variations des paramètres entre les situations qui seront utilisées pour caractériser les adaptations de la locomotion des sujets entre les différentes situations. Seront présentées successivement :

- l'estimation de la répercussion de l'incertitude de mesure de la position des marqueurs dans le calcul des variations des positions angulaires des articulations pendant les adaptations aux situations.
- l'estimation des incertitudes sur la position du centre de pression dans les situations contraignantes reproduites en laboratoire

2.2. MATERIEL ET METHODES

2.2.1. ESTIMATION DE L'INCERTITUDE DANS LE CALCUL DES VARIATIONS DES POSITIONS ANGULAIRES DES ARTICULATIONS PENDANT LES ADAPTATIONS AUX SITUATIONS

L'objectif est d'estimer l'incertitude qui existe sur les variations des paramètres biomécaniques entre les situations. Il s'agit donc d'identifier la répercussion des erreurs liées au placement des marqueurs et à la mesure de la position des marqueurs dans l'espace par le système de mesure sur le calcul des variations d'angles, moments et puissances dans les trois plans de l'espace. Les incertitudes liées au glissement des tissus mous par rapport aux os ne sont pas pris en compte dans la simulation.

Pour étudier la propagation des erreurs, la méthode décrite par Goujon (Goujon, 2006) a été utilisée : c'est une méthode de Monte Carlo qui consiste à simuler numériquement ces erreurs sous forme d'un bruit de mesure qui est ajouté aux coordonnées des marqueurs mesurées, en entrée du programme de traitement.

Simulation de l'incertitude liée aux erreurs du système de mesure sur la position des marqueurs :

L'incertitude de mesure du système intervient sur chaque coordonnée des marqueurs et pour chaque image enregistrée pour les enregistrements statique et dynamiques. Un bruit gaussien de moyenne 0.13 mm et d'écart-type 0.39 mm (Goujon, 2006) est introduit sur chaque coordonnée de chaque image de chaque enregistrement.

Simulation de l'incertitude liée au placement des marqueurs :

L'incertitude liée au placement des marqueurs intervient uniquement sur les coordonnées des marqueurs placés sur des points anatomiques (voir Figure 6 dans chapitre II – paragraphe 2.3. page 27) dans les trois directions de l'espace. De plus, elle n'est introduite qu'en statique puisque les marqueurs ne sont pas replacés entre l'acquisition statique et tous les enregistrements de marche à plat et dans les situations contraignantes. Pour modéliser cette incertitude, un bruit gaussien (constant sur toute l'acquisition statique) d'écart-type 5 mm (Goujon, 2006) est ajouté à chaque coordonnée des marqueurs « anatomiques ».

Mise en place de deux simulations prenant en compte ces incertitudes :

Un sujet (sujet féminin 26 ans, 1.65m, 53 kg) a été sélectionné. Pour ce sujet l'acquisition statique, un passage à plat, une montée en pente 5%, une descente en pente 5%, une montée en pente 12%, une descente en pente 12%, un passage en dévers et une descente dans les escaliers ont été sélectionnés. Ce sont ces enregistrements qui sont utilisés ensuite pour réaliser deux simulations différentes. Dans la première simulation (simulation 1), on détermine numériquement les coordonnées des marqueurs après injection de 500 bruits gaussiens générés aléatoirement dans l'intervalle d'incertitude du système de mesure. Dans la seconde simulation (simulation 2), on injecte également un bruit généré aléatoirement dans l'intervalle d'incertitude défini pour le remplacement des marqueurs sur les points anatomiques.

Par rapport à la simulation 1, est introduit, en plus en statique, le bruit permettant de simuler l'incertitude liée au placement des marqueurs qui représente l'incertitude supplémentaire qui existe entre les sujets.

Calcul de la dispersion sur les variations entre les situations

Il s'agit d'estimer la répercussion maximale des incertitudes sur les variations. Pour chacune des deux simulations, la dispersion est caractérisée par l'écart-type maximal obtenu sur les variations des variables cinématiques et dynamiques entre les conditions.

2.2.2. ESTIMATION DE L'INCERTITUDE SUR LA POSITION DU CENTRE DE PRESSION DANS LES SITUATIONS CONTRAIGNANTES AVEC LES PLATEFORMES DE FORCE VIRTUELLES

Dans cette partie, l'objectif est d'évaluer si l'incertitude sur la détermination du centre de pression est affectée par la mise en place des dispositifs sur les plateformes de force. Pour cela, on met en place une procédure de vérification de ce centre de pression en mesure relative. L'objectif est de savoir si l'incertitude observée à plat est différente de l'incertitude en situations.

Les incertitudes sur la position du COP ont été calculées pour toutes les PFF, dans toutes les situations : plat, dévers, pente 5%, pente 12%, et escaliers. Le calcul d'erreur a été fait à partir de la comparaison des distances réelles et des distances estimées entre plusieurs points situés à la surface des dispositifs de marche. Les tests ont été faits pour le matériel de mesure utilisé dans le laboratoire de mouvement du INI-CERAH à Créteil (dans le cadre du projet d'expertise de Vincent Pourtier, (Pourtier, 2012)) et dans le laboratoire de mouvement de l'IRR à Nancy.

Un quadrillage était placé à la surface d'un module fixé sur une PFF-Réelle (ce qui correspond à une PFF-Virtuelle). Les distances entre tous les points de ce quadrillage, représenté Figure 22, étaient connues. Une acquisition avec le système optoélectronique enregistrait les mesures des torseurs des efforts de réaction du sol d'une PFF-Réelle pendant qu'un opérateur appuyait successivement à l'aide d'une canne sur les différents points du quadrillage. Le torseur des efforts mesuré tout au long de l'acquisition était ensuite obtenu au centre de la PFF-Virtuelle dans le repère de la PFF-Virtuelle (comme expliqué partie I – chapitre II – paragraphe 4.4.1.). Les positions des différents COP (dans le repère de la PFF-Virtuelle), correspondant aux points d'appuis successifs, étaient ensuite calculées. Les distances entre tous les COP mesurés étaient alors déduites. Ces distances étaient également estimées avec un mètre ruban sur le quadrillage. Ceci a permis d'obtenir la moyenne, l'écart-type et le maximum des erreurs entre distances mesurées par les PFF et distance « réelles » (estimées sur le quadrillage).

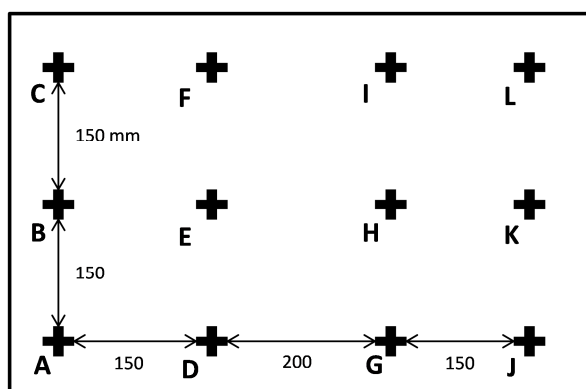


Figure 22 : Exemple du quadrillage placé à la surface d'un module instrumenté d'un dispositif (adapté de (Pourtier, 2012))

2.3. RESULTATS ET DISCUSSION

2.3.1. ESTIMATION DE L'INCERTITUDE DANS LE CALCUL DES VARIATIONS DES POSITIONS ANGULAIRES DES ARTICULATIONS PENDANT LES ADAPTATIONS AUX SITUATIONS

Pour les deux simulations aucune différence notable n'a été observée entre les situations (plat, pentes, dévers, escaliers). Le maximum d'écart-type obtenu dans toutes situations confondues est donc présenté pour chaque articulation, dans chaque plan.

Le Tableau 24 présente les résultats de la simulation 1. Il en ressort que l'incertitude du système de mesure entraîne des incertitudes maximales sur les variations calculées entre les situations entre 0.9° (plan frontal) et 2.4° (plan sagittal) pour les angles, 0.09 Nm/kg pour les moments et entre 0.1 W/kg (plan frontal) et 0.4 W/kg (plan sagittal) pour les puissances.

		Simulation 1		
		Plan frontal	Plan transverse	Plan sagittal
Angle ($^\circ$)	Cheville	0.31	0.32	1.05
	Genou	0.50	0.88	2.40
	Hanche	0.61	0.47	1.10
	Bassin	0.36	0.51	0.30
	Tronc	0.93	1.64	0.62
	MAX	0.93	1.64	2.40
Moment (Nm/kg)	Cheville	0.03	0.01	0.09
	Genou	0.04	0.01	0.04
	Hanche	0.07	0.03	0.08
	MAX	0.07	0.03	0.09
Puissance (W/kg)	Cheville	0.05	0.03	0.42
	Genou	0.04	0.03	0.28
	Hanche	0.17	0.09	0.26
	MAX	0.17	0.09	0.42

Tableau 24 : Simulation 1 : Ecart-types maximaux obtenus sur les variations sur le cycle de marche dans les trois plans de l'espace sur toutes les situations pour les angles, moments et puissances des articulations des membres inférieurs

Le Tableau 25 présente les résultats de la simulation 2. Il en ressort que les incertitudes de calcul sur les variations sont au maximum de 1.6° (plan frontal et transverse) et 2.6° (plan sagittal) pour les angles, 0.1 Nm/kg pour les moments et 0.2 W/kg (plan frontal et transverse) et 0.5W/kg (plan sagittal) pour les puissances.

		Simulation 2		
		Plan frontal	Plan transverse	Plan sagittal
Angle (°)	cheville	1.58	0.34	1.13
	Genou	0.49	0.86	2.57
	hanche	0.66	0.46	1.18
	Bassin	0.38	0.55	0.32
	Tronc	0.95	1.67	0.57
	MAX	1.58	1.67	2.57
Moment (Nm/kg)	cheville	0.03	0.03	0.10
	Genou	0.04	0.03	0.05
	hanche	0.07	0.03	0.09
	MAX	0.07	0.03	0.10
Puissance (W/kg)	cheville	0.12	0.08	0.46
	Genou	0.08	0.04	0.29
	hanche	0.17	0.10	0.28
	MAX	0.17	0.10	0.46

Tableau 25 : Simulation 2 : Ecart-types maximaux obtenus sur les variations sur le cycle de marche dans les trois plans de l'espace sur toutes les situations pour les angles, moments et puissances des articulations des membres inférieurs

D'après la simulation 1, la répercussion des incertitudes de mesure du système optoélectronique sur les variations des paramètres biomécaniques entre les situations est du même ordre de grandeur que ce qui est décrit dans la littérature pour les valeurs brutes des paramètres à plat (Goujon, 2006).

La simulation 2 a été conduite pour estimer la répercussion de l'incertitude du placement des marqueurs en statique sur les variations d'angles, moments et puissances entre les situations. On pourrait s'attendre à ce qu'il n'y ait pas de répercussion puisque les marqueurs ne sont pas replacés entre les situations. Cependant, le Tableau 25 montre que les résultats sont différents de la simulation 1 où seuls les bruits de mesure étaient introduits. En particulier, une incertitude plus grande est observée sur les angles (notamment dans le plan frontal). Cette différence peut être expliquée par l'influence du placement des marqueurs dans la définition des axes des repères anatomiques. Lorsqu'une erreur aléatoire modifie la position des marqueurs entre 0 et 5 mm, cela change l'orientation des axes des repères construits en statique puis en dynamique. Les angles sont obtenus à partir des matrices de positions angulaires des repères anatomiques des segments. Pour rappel, on considère la transformation géométrique du repère du segment distal vers le repère du segment proximal. Cette transformation est interprétée comme étant trois rotations successives autour de 3 axes mobiles dont on déduit les angles. L'un des axes mobiles est un axe du repère du segment distal et un autre un axe du repère du segment proximal. Le dernier axe mobile,

perpendiculaire aux deux autres est appelé axe flottant. La modification du placement des marqueurs modifie les axes à partir desquels les angles sont calculés. Les angles obtenus dans chaque situation sont donc modifiés. Il est cohérent que la variation d'angle soit également modifiée.

Bilan

Dans le cas d'une seule situation, l'incertitude sur le placement des marqueurs apporte le plus d'incertitude sur les résultats (Della Croce, et al., 2005). Le calcul des variations entre les situations permet de s'affranchir de cette incertitude (puisque les marqueurs ne sont pas replacés entre les situations). Seule l'incertitude sur le placement des marqueurs par rapport aux points anatomiques en statique se répercute sur les adaptations. Cette répercussion reste faible (strictement inférieure à 3°) alors que sur les paramètres bruts, elle peut aller jusqu'à 9° (Goujon, 2006) (Della Croce, et al., 2005).

2.3.2. ESTIMATION DE L'INCERTITUDE SUR LA POSITION DU CENTRE DE PRESSION DANS LES SITUATIONS CONTRAIGNANTES AVEC LES PLATEFORMES DE FORCE VIRTUELLES

Le Tableau 26 présente la moyenne, l'écart-type et le maximum des erreurs sur les distances entre les points obtenus à partir de la mesure d'une PFF du laboratoire d'analyse du mouvement du CERAH à Créteil : à plat, à la surface du module de dévers, de pente 5%, de pente 12% fixé sur cette plateforme de force, et à la surface des deux marches de l'escalier fixées dessus.

	Moyenne (mm)	Ecart-type (mm)	Maximum (mm)
Plat	3.7	2.1	7.4
Dévers	3.2	1.8	10.3
Pente 5%	2.9	1.4	6.6
Pente 12%	3.4	1.2	11.2
Escaliers	6.3	4.3	23.4

Tableau 26 : Erreurs en millimètres sur les distances mesurées par rapport aux distances « réelles » entre différentes positions du centre de pression (COP) à plat et à la surface des dispositifs

Ces erreurs permettent de comparer l'incertitude de mesure par les PFF de la position du COP entre les situations. Les résultats montrent que la précision de la position du COP n'est pas modifiée entre les situations de plat, dévers, pente 5% et pente 12%. Ainsi, la mesure des efforts par les plateformes de force fixées sous les dispositifs et le transport des torseurs d'efforts au centre des repères des PFF-Virtuelles dans les repères des PFF-Virtuelles ne modifient pas les incertitudes sur la position du COP.

3. SYNTHÈSE DU CHAPITRE

L'objectif de ce chapitre était d'identifier et de quantifier les incertitudes de mesure liées aux spécificités du protocole mis en place. Il a permis d'estimer la répercussion de ces incertitudes sur les grandeurs qui seront utilisées pour caractériser les adaptations de la locomotion des sujets. Cette étape est nécessaire pour donner de la rigueur à l'interprétation des résultats [Schwartz *et al.* 2004]. En effet, les corridors qui sont utilisés pour caractériser la locomotion d'un groupe de sujet traduisent la variabilité inter-individuelle de la marche, mais prennent aussi en compte les incertitudes de mesure.

On retiendra que les choix réalisés dans la mise en place du protocole permettent d'obtenir des incertitudes de mesure acceptables en analyse du mouvement. De plus, on montre dans ce chapitre que la répercussion des incertitudes de mesure sur les variations est plus faible que sur les valeurs brutes des paramètres dans chaque situation. Ainsi, il est possible de caractériser les adaptations des sujets entre différentes situations même lorsque les variations sont faibles (moins de 3° par exemple pour les angles articulaires). Le calcul des variations permet donc de comparer les sujets à eux-mêmes dans les différentes situations et de comparer les sujets entre eux avec des grandeurs plus précises. Lors de la comparaison de plusieurs populations (SA, TT, TF) ou de plusieurs sujets entre eux, on s'attachera donc à comparer l'adaptation de la locomotion des sujets entre les situations contraignantes à travers les variations des paramètres de marche (plutôt que leur locomotion dans chaque situation de marche).

BILAN DE LA PARTIE I

Cette première partie des travaux de thèse a permis de mettre en place un protocole original qui permet de caractériser l'adaptation de la locomotion des sujets amputés de membre inférieur et des sujets asymptomatiques entre plusieurs situations de marche de la vie courante.

A travers l'analyse cinématique et dynamique du corps entier pendant la locomotion dans plusieurs situations de marche reproduites en laboratoire, il a été proposé de calculer les variations des paramètres biomécaniques pour caractériser les adaptations aux situations par rapport au plat et entre les situations. Cette méthode permettra notamment de s'affranchir d'un certain nombre d'incertitudes de mesure liées au protocole d'analyse de la marche.

Les conventions et le lexique ont été définis dans le chapitre II de cette partie. Ne pas hésiter à s'y référer pendant la lecture des résultats qui seront présentés dans les parties suivantes de la thèse.

Compte tenu de l'ampleur des données recueillies au cours de la thèse et des travaux déjà existants dans la littérature sur l'analyse de la locomotion des patients amputés dans les escaliers, nous avons fait le choix de focaliser l'analyse des résultats sur les situations de pente et de dévers.

PARTIE II : MISE EN PLACE DE LA REFERENCE A PLAT ET EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES

Jusqu'à présent les composants prothétiques étaient surtout conçus pour déambuler à plat. La locomotion des personnes amputées de membre inférieur a été essentiellement décrite et évaluée sur sol plan horizontal. D'après le chapitre I de la partie I, toute analyse de la locomotion en situation contraignante compare généralement la marche dans cette situation à la marche à plat. En plus d'établir une référence, cela permet également de comparer les sujets à eux-mêmes pour comprendre les adaptations entre les situations et réduire l'impact des incertitudes liées à l'utilisation d'un système d'analyse du mouvement sur les paramètres étudiés (partie I - chapitre III). Ainsi, la situation de plat est considérée dans ce travail comme la situation de référence pour analyser et quantifier les adaptations de la marche des personnes amputées de membre inférieur dans les situations contraignantes.

En outre, les enjeux des industriels et des équipes rééducatrices sont de développer des prothèses et des protocoles de rééducation permettant de restaurer chez des amputés de membre inférieur une marche proche de celle des sujets asymptomatiques. La marche physiologique permettrait de réduire les pathologies aujourd'hui fréquentes après amputation, comme le développement d'arthrose dans les articulations de membre inférieur (Struyf, et al., 2009) ou les douleurs lombaires (Skinner & Effeney, 1985). Afin de ne pas introduire de biais, il est recommandé pour toute étude analysant la marche des sujets amputés de membre inférieur de recruter une population de sujets asymptomatiques comme population contrôle (Rusaw & Ramstrand, 2011). Les adaptations des sujets asymptomatiques aux situations contraignantes par rapport au plat seront considérées comme des références.

Afin de mettre en place ces références, cette partie des travaux de thèse se décomposera en deux chapitres. Dans le premier chapitre, une synthèse bibliographique concernant la locomotion sur sol plan horizontal des sujets amputés sera présentée, et le travail personnel réalisé concernant la mise en place des bases de données de sujets asymptomatiques et amputés sera introduit. Le second chapitre présentera une analyse bibliographique et les travaux personnels réalisés concernant la locomotion des sujets asymptomatiques en situations contraignantes.

CHAPITRE IV : ANALYSE DE LA LOCOMOTION SUR SOL PLAN HORIZONTAL DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES ET AMPUTES

Jusqu'à présent la locomotion des personnes amputées de membre inférieur transtibiales et transfémorales a été essentiellement décrite sur sol plan horizontal (Rusaw & Ramstrand, 2011) (Sawers & Hafner, 2013) (Sagawa, et al., 2011). L'analyse quantifiée de la marche des sujets amputés à plat a été utilisée dans un premier temps pour identifier et expliquer les différences cinématiques et dynamiques avec la marche des sujets asymptotiques, et dans un second temps pour étudier l'influence sur la marche du matériel prothétique, des interactions entre le moignon et l'emboîture, des déficiences musculaires ou pathologies liées à l'amputation (Rusaw & Ramstrand, 2011) (Sawers & Hafner, 2013) (Sagawa, et al., 2011). (Prinsen, et al., 2011). La plupart des études s'intéressent à décrire la marche à plat des patients amputés dans le plan sagittal, plan de progression du mouvement en se focalisant sur les articulations du membre inférieur. Peu d'études prennent également en compte le plan frontal et la cinématique du bassin et du tronc.

L'objectif de ce chapitre est de présenter les caractéristiques de la locomotion des patients amputés de membre inférieur à plat afin de définir une référence qui permettra ensuite d'analyser la locomotion en situations contraignantes.

Les deux premiers paragraphes de ce chapitre ont pour but de synthétiser les caractéristiques de la marche sur sol plan horizontal des personnes amputées de membre inférieur en comparaison aux sujets asymptotiques décrites dans la littérature. Une part du travail personnel réalisé dans ces travaux de thèse est ensuite abordée dans le troisième paragraphe de ce chapitre. La base de données des sujets contrôles et les bases de données des populations de patients amputés transtibiaux et transfémoraux mises en place sont présentées. Une comparaison à la littérature est réalisée dans le but de souligner les caractéristiques de la locomotion des sujets de la base de données à plat.

Sommaire du chapitre

1.	Analyse bibliographique de la marche à plat des sujets amputés	76
1.1.	Sujets amputés transtibiaux	76
1.2.	Sujets amputés transfémoraux	79
1.3.	Analyse comparative de la marche à plat dans le plan frontal des sujets amputés de membre inférieur par rapport aux sujets asymptotiques	83
1.4.	Bilan	88
2.	Travail personnel : Mise en place des bases de données de sujets amputés et asymptotiques sur sol plan horizontal	89
2.1.	Base de données des sujets contrôles	89
2.2.	Base de données des sujets amputés	90
3.	Synthèse du chapitre	101

1. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA MARCHÉ A PLAT DES SUJETS AMPUTES

1.1. SUJETS AMPUTES TRANSTIBIAUX

1.1.1. AMPUTATION TRANSTIBIALE ET APPAREILLAGE

Une amputation transtibiale a lieu en dessous de l'articulation du genou et prive les patients du complexe pied/cheville. Les fonctions musculaires au niveau du genou du côté amputé, appelé genou résiduel, sont également altérées par l'amputation. Les muscles du moignon (tibialis anterior, gastrocnemius lateralis et medialis, soleus) sont fortement atrophiés, bien qu'ils continuent à jouer un rôle dans le maintien de l'emboîture à la marche (Fraisie, et al., 2008). De plus, une amyotrophie des ischio-jambiers, et plus fortement des quadriceps, est décrite chez les patients amputés transtibiaux (Fraisie, et al., 2008). Ces transformations musculaires diminuent directement la force musculaire disponible (Fraisie, et al., 2008). Ainsi, une asymétrie de la force musculaire maximale est observée entre le côté controlatéral et le côté amputé des patients amputés transtibiaux, en particulier au niveau des extenseurs (quadriceps) et fléchisseurs (ischio-jambiers) du genou et des abducteurs (muscles glutéaux) de hanche (Lloyd, et al., 2010).

Les patients sont appareillés avec des pieds prothétiques qui doivent restaurer les fonctions du pied, de la cheville et l'action des muscles du pied et de la jambe pendant la marche. Très synthétiquement leur rôle est donc d'absorber le choc à l'attaque du talon, d'assurer le déroulement du pas en autorisant l'avancée du tibia par rapport au pied pendant l'appui, de propulser en fin d'appui et de relever le pied en phase oscillante pour le passage du pas (Perry, 1992) (Hansen, et al., 2004).

Les pieds prothétiques peuvent être regroupés en catégories selon les fonctions qu'ils remplacent. Tout d'abord, on trouve les pieds dits conventionnels notamment le pied SACH (Solid Ankle Cushion Heel) qui est constitué d'une âme en bois rigide et d'un talon en mousse. Ces pieds n'offrent pas de mobilité de cheville, si ce n'est que par la déformation des mousses. Il existe également d'autres pieds dits articulés qui sont équipés d'une articulation uniaxiale ou multiaxiale qui autorisent des mouvements dans le plan sagittal ou sagittal et frontal. Ensuite, des pieds à restitution d'énergie, dits dynamiques, permettent un mouvement du tibia par rapport au pied par déformation du matériau qui les compose. Pour ces pieds on définit une pseudo-articulation de cheville prothétique qui prend en compte l'ensemble des mobilités entre le segment pied (lame, semelle) et le segment tibia proximal. Constituées de fibres de carbone, les lames de ces pieds restituent l'énergie emmagasinée lors de leur déformation (pendant l'appui unipodal) et permettent une légère propulsion en fin d'appui. Ces pieds sont parfois associés à une articulation de cheville, à un amortisseur de chocs verticaux ou à un absorbeur de torsion.

Le comportement de ces pieds peut être caractérisé par leurs raideurs. La raideur d'un matériau relie l'effort appliqué au déplacement obtenu. Par exemple, elle peut être exprimée en Nm/° et relie le moment dans le pied prothétique fourni pour modifier la position angulaire du pied. La raideur de l'arrière-pied (au talon) influence la quantité d'énergie emmagasinée à l'attaque du pas et la raideur

de l'avant-pied influence la quantité d'énergie emmagasinée pendant l'avancée du tibia puis restituée à la propulsion (Postema, et al., 1997) (Rietman, et al., 2002).

Des pieds prothétiques technologiquement plus sophistiqués ont été développés ces dix dernières années notamment pour aider à la locomotion en pentes et en escaliers. Un bloc hydraulique a été ajouté aux pieds dynamiques pour assister les patients notamment pendant les montées et descentes de pentes dans les pieds Echelon (Endolite), Motion Foot (Fillauer) et Kinterra (Freedom). Un microprocesseur a été ajouté pour contrôler le bloc hydraulique dans des versions plus sophistiquées de ces pieds l'Elan (Endolite) et le Raize (Fillauer). Pour l'adaptation aux pentes, le pied ProprioFoot (Ossur) dispose d'un mode pente qui décale la position neutre du pied vers la dorsiflexion en montée et vers la plantiflexion en descente par apprentissage (plusieurs pas). De plus, ce pied est motorisé en phase oscillante pour éviter d'accrocher le sol au passage du pas. Enfin, de nombreuses études portent actuellement sur un pied motorisé en phase d'appui appelé « powered ankle-foot prosthesis » qui a pour but d'assister la propulsion notamment pour la montée d'escaliers (Ferris, et al., 2012) (Grabowski & D'Andrea, 2013).

1.1.2. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA LOCOMOTION A PLAT DES PERSONNES AMPUTEES TRANSTIBIALES DANS LE PLAN SAGITTAL

La problématique principale de la marche de l'amputé transibial est la perte de la propulsion en fin d'appui due, en particulier, à l'absence des muscles fléchisseurs plantaires (Rietman, et al., 2002) (Neptune, et al., 2001). Ce déficit doit être compensé à la marche par les patients. Bien que cette compensation dépende de l'appareillage et de l'état musculaire du côté appareillé et du côté controlatéral, il est possible de décrire les principales caractéristiques de la marche de l'amputé transibial sur sol plan horizontal à partir de la littérature (Rusaw & Ramstrand, 2011) (Prinsen, et al., 2011) (Perry, 1992) (Rietman, et al., 2002).

Les sujets amputés transtibiaux marchent en moyenne moins vite que les sujets asymptomatiques (Rietman, et al., 2002) (Gailey, et al., 1994). A l'attaque du pas prothétique, la flexion maximale du genou est réduite (Perry, 1992). Pour ces patients la hanche commence son extension dès l'attaque du pas. Cette stratégie serait mise en place pour réduire les moments transmis par l'emboîture (Beyaert, et al., 2008). Pendant l'appui du côté prothétique, il y a moins de mobilité à la cheville que chez les sujets asymptomatiques (Figure 23). Ceci limite la mise à plat du pied et l'avancée du tibia (Nolan & Lees, 2000). En fin d'appui, en l'absence de mouvement de flexion plantaire actif, un pic plus faible ou inexistant (en fonction du pied) de puissance générée à la cheville (Figure 23) est observé (Sadeghi, et al., 2001). Les patients recrutent le grand fessier pour compenser (Sadeghi, et al., 2001) (Prinsen, et al., 2011). Ainsi, un pic de puissance générée à la hanche est observé pendant le transfert de poids entre les membres inférieurs (Figure 24). Pendant la phase oscillante, en comparaison avec les sujets sains, seul le pied prothétique ProprioFoot permet aujourd'hui de modifier la dorsiflexion de cheville pour aider au passage du pas.

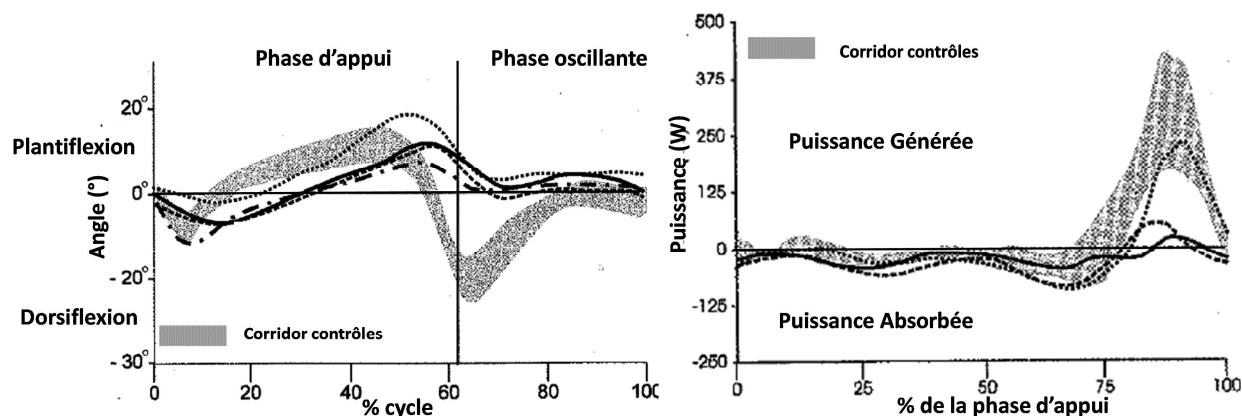


Figure 23 : Angle et puissance de la cheville prothétique dans le plan sagittal chez les sujets amputés transtibiaux (TT) portant différents pieds prothétiques (lignes pleines et pointillées) de type pied SACH, pied FlexFoot (Ossur), pied Seattle, pied articulé. Comparaison au corridor de sujets asymptotiques (SA). Adapté de (Smith, et al., 2004).

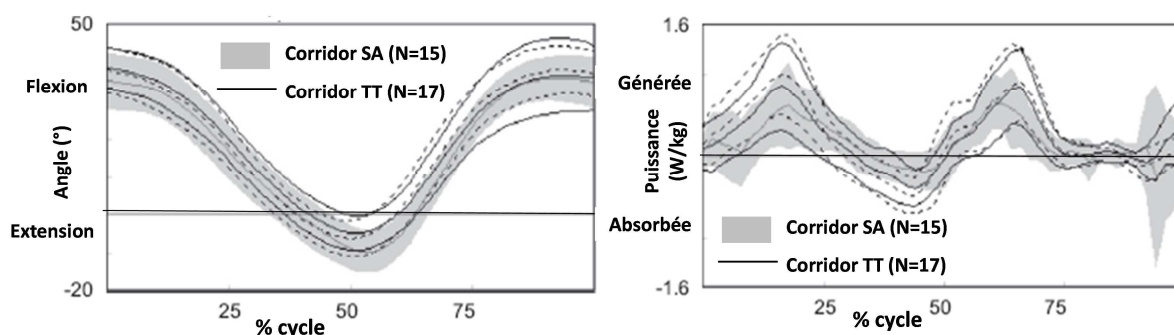


Figure 24 : Angle et puissance de la hanche résiduelle dans le plan sagittal chez 15 sujets amputés transtibiaux avec différents alignements de la prothèse (lignes pleines et pointillées). Comparaison au corridor de sujets asymptotiques. Adapté de (Grumillier, et al., 2008).

Des compensations sur le membre controlatéral sont observées (Beyaert, et al., 2008) (Grumillier, et al., 2008). Les personnes amputées transtibiales restent en appui plus longtemps sur leur membre sain et font des pas plus petits avec le membre sain (membre appareillé en appui) (Nolan & Lees, 2000). Les pics des efforts longitudinaux et verticaux appliqués sur le pied controlatéral sont plus importants que sur le pied prothétique et sur le pied d'une personne asymptotique marchant à la même vitesse (environ 23% de plus à 1.2m/s) (Nolan & Lees, 2000). Cette différence est observée en particulier lors de la propulsion avec le pied controlatéral. Le maximum de plantiflexion et le pic de puissance de flexion générée à la cheville sont alors augmentés par rapport aux sujets asymptotiques.

1.2. SUJETS AMPUTES TRANSFEMORAUX

1.2.1. AMPUTATION TRANSFEMORALE ET APPAREILLAGE

Une amputation transfémorale a lieu en dessous de l'articulation de hanche et prive les patients de l'articulation de genou, du complexe pied/cheville et de structures tendino-musculaires ayant une action sur la hanche dite résiduelle. En particulier, sont sacrifiés les insertions distales des adducteurs (gracile et long adducteur), des ischio-jambiers (extenseurs de hanche), le droit fémoral (fléchisseur de hanche), et la bandelette du fascia lata (stabilisateur passif frontal de la hanche) (Smith, et al., 2004). De plus, les muscles mono-articulaires courts résiduels de la hanche peuvent être atrophiés (muscles fessiers) (Jaegers, et al., 1996).

Les patients sont appareillés avec des genoux et des pieds prothétiques. Les fonctions essentielles qui doivent être restaurées par le genou prothétique sont d'assurer:

- la stabilité pendant la phase d'appui, c'est-à-dire de limiter et contrôler la flexion du genou à la mise en charge
- la mobilité en phase oscillante, c'est-à-dire de fléchir suffisamment (et pas trop) pour le passage du pas, et de contrôler le retour en extension.

Il existe plus de 220 genoux prothétiques sur le marché disposant de différentes fonctionnalités (Sawers & Hafner, 2013). Les genoux peuvent être regroupés selon leur comportement en phase d'appui et en phase oscillante. A part, on trouve les genoux à verrous qui n'offrent aucune mobilité à la marche. Le blocage mécanique du genou peut être retiré pour permettre une position fléchie du genou à l'assise. Dans les genoux traditionnels, le mouvement de flexion en phase d'appui est empêché mécaniquement : lorsque la ligne de charge (vecteur résultant de la force de réaction du sol sur le membre en appui) passe devant le centre articulaire du genou, un moment externe d'extension résultant au centre du genou assure la stabilité de l'appui. Ces genoux sont appelés monoaxiaux lorsque le centre articulaire est le centre de rotation d'un simple pivot, ou polyaxiaux lorsque le centre articulaire est le centre instantané de rotation qui est souvent plus en arrière de l'articulation (pour plus de sécurité). Certains dispositifs tels que des freins mécaniques dans les genoux à friction et plus récemment des freins hydrauliques (Sensor, Hybrid (Nabtesco), KX6 (Endolite)) ont été ajoutés à ces genoux pour permettre une légère flexion à 10% du cycle de marche (comme les sujets asymptomatiques). Mais ces genoux ne permettent pas assez d'amplitude de flexion pour descendre un escalier en pas alternés ou une pente sans une importante compensation du côté controlatéral (Sawers & Hafner, 2013).

De même, des différences existent entre les genoux sans et avec contrôle de la phase oscillante. Chez les sujets asymptomatiques, ce contrôle est réalisé par l'action du quadriceps pendant l'accélération du membre en début de phase oscillante et par l'action des ischio-jambiers pendant le retour en extension du genou en fin de phase oscillante. Dans les genoux sans contrôle de la phase oscillante l'accélération du segment sous le genou dépend essentiellement de son inertie et de l'action de la gravité (frottements dans l'articulation négligeables sans contrôle). Ainsi les patients qui marchent avec ce type de genoux ont tendance à avoir le « genou qui claque » pendant le mouvement d'extension du genou, lors du retour en position neutre, et à compenser à la hanche. Ils sont également contraints à marcher lentement. Ainsi, d'autres genoux ont été équipés de freins

mécaniques (frottements sur l'axe de flexion), de rappel élastique à l'extension, puis d'amortisseurs hydrauliques (Sensor (Nabtesco), KX6 (Endolite)), pneumatiques (Hybrid, Nabtesco) ou magnéto-rhéologiques (Rhéo-Knee, Ossur) pour contrôler la phase oscillante.

Les modèles de genoux les plus récents comportent également un microprocesseur pour commander la phase oscillante uniquement (Hybrid, Nabtesco) ou la phase d'appui et la phase oscillante (C-Leg (OttoBock), RheoKnee (Ossur), Plié (Freedom), Rel-k (Fillauer), Orion (Endolite)). L'ajout des microprocesseurs a pour but d'adapter le comportement du genou pendant la marche aux besoins des patients, en particulier pour la vitesse de marche et la flexion du genou en fonction des situations (sol irrégulier, obstacle, escaliers, pente). Sawers et Hafner (Sawers & Hafner, 2013) présentent une synthèse bibliographique sur les conséquences de l'utilisation des genoux avec ou sans microprocesseur. Bien plus chers, ces genoux seraient plutôt indiqués pour les patients ayant besoin de se sentir très en sécurité en appui ou qui rencontrent des situations contraignantes telles que les escaliers ou les terrains irréguliers quotidiennement. En effet, Sawers et Hafner (Sawers & Hafner, 2013) rapportent que les genoux avec contrôle de l'appui et de la phase oscillante par microprocesseur permettraient aux patients de marcher plus vite en situations contraignantes et d'avoir une démarche plus physiologique en descente d'escaliers (Hafner, et al., 2007) (Hafner & Smith, 2009) (Kahle, et al., 2008). Sawers et Hafner (Sawers & Hafner, 2013) souligne cependant que le niveau de preuve reste faible.

Enfin, pour permettre la montée d'escaliers en pas alternés ou le franchissement d'obstacles, un genou motorisé (PowerKnee, Ossur) ainsi que très récemment un nouveau genou équipé de capteurs et commandé par microprocesseur (Genium, Ottobock) ont été développés.

1.2.2. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA LOCOMOTION A PLAT DES PERSONNES AMPUTEES TRANSFEMORALES DANS LE PLAN SAGITTAL

La restauration des articulations manquantes du genou et du complexe pied/cheville par des composants prothétiques rend possible la locomotion des personnes amputées transfémorales (Smith, et al., 2004). Cependant même les genoux prothétiques les plus sophistiqués, notamment ceux équipés de microprocesseur, ne donne pas la possibilité aux patients d'avoir une marche similaire à celle des sujets asymptomatiques. Il est possible de donner certaines caractéristiques de la marche à plat des personnes amputées transfémorales observées quelque soit le matériel prothétique utilisé (Sawers & Hafner, 2013).

Tout d'abord, les sujets amputés transfémoraux marchent plus lentement et font des pas plus larges que les sujets asymptomatiques. Jaegers *et al.* (Jaegers, et al., 1995) rapportent une réduction de vitesse de 29% par rapport aux sujets contrôles de leur étude. Les limites des composants prothétiques et la faiblesse musculaire du membre résiduel rend la marche des personnes amputées transfémorales asymétrique puisqu'elles sont en appui plus longtemps sur le membre controlatéral que sur le membre appareillé et font des pas plus longs avec le membre appareillé (Jaegers, et al., 1995). En général, le membre controlatéral est plus sollicité que le membre résiduel. Les amplitudes des angles et moments articulaires sont augmentés par rapport aux sujets asymptomatiques dans le plan sagittal (Nolan & Lees, 2000). Les composantes normale et longitudinale de la réaction du sol

sont plus importantes sur le pied sain que sur le pied prothétique (Van der Linden, et al., 2002) (Nolan & Lees, 2000). L'asymétrie augmente avec la vitesse de marche (Nolan, et al., 2003). Par exemple à une vitesse de marche de 1.2m/s, Nolan *et al.* (Nolan, et al., 2003) montrent que le premier maximum de la composante normale de l'effort est de 20% plus grande pour le membre controlatéral par rapport au membre appareillé.

En phase d'appui les patients doivent stabiliser le genou prothétique en extension à l'attaque du pas puis avancer sur le pied prothétique. Aucun mouvement de flexion du genou prothétique n'est observée chez les sujets amputés transfémoraux en début d'appui (Figure 25). Bien que certains genoux l'autorisent il semblerait que peu de patients l'utilisent. Sawers et Hafner (Sawers & Hafner, 2013) rapportent que les auteurs comparant les genoux qui contrôlent la phase d'appui avec et sans microprocesseur, montrent qu'il n'y a pas de différence pour la flexion du genou en phase d'appui (Kaufman, et al., 2007) (Segal, et al., 2006). Ils soulignent cependant que le niveau de preuve dans la littérature est pour l'instant très faible. L'absence de flexion du genou prothétique en phase d'appui modifie la cinématique dans le plan sagittal de la hanche par rapport aux sujets asymptomatiques puisque la hanche ne reste pas en flexion constante en début d'appui (Figure 25). Pour assurer le verrouillage du genou en extension et la sécurité pendant l'appui la hanche résiduelle va avoir tendance à partir plus tôt dans un mouvement de la flexion vers l'extension (Jaegers, et al., 1995).

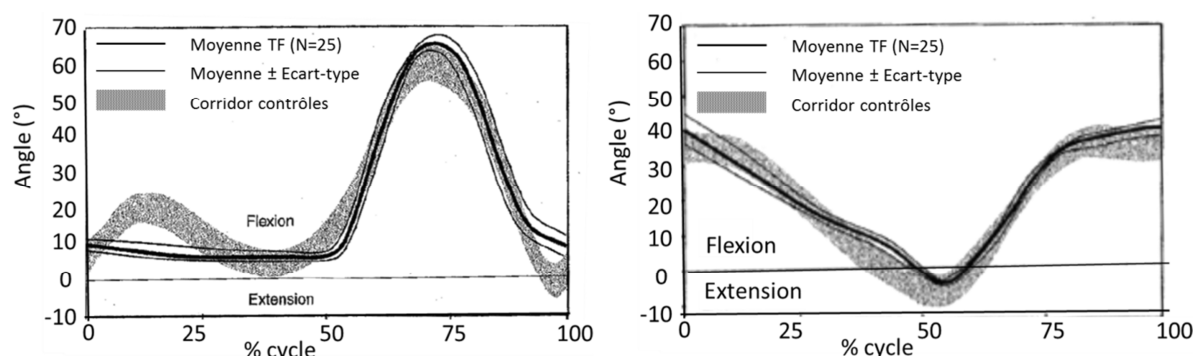


Figure 25 : Pattern de l'angle de flexion du genou prothétique (cadre de gauche) et de la hanche résiduelle (cadre de droite) chez les sujets amputés transfémoraux (TF). Adapté de (Smith, et al., 2004).

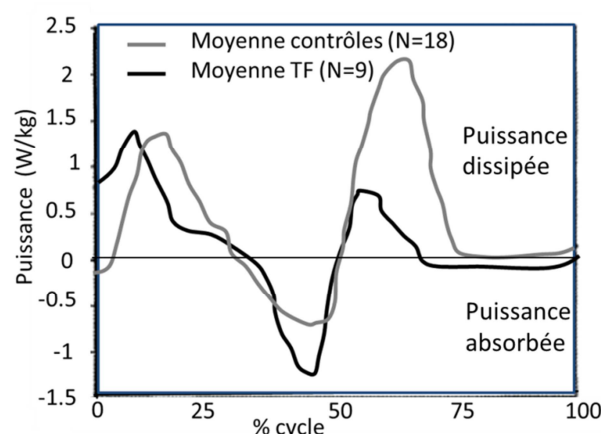


Figure 26 : Puissance dans le plan sagittal à la hanche chez les sujets amputés transfémoraux (TF) en comparaison aux sujets asymptomatiques (SA). Adapté de (Sjödahl, et al., 2003).

De plus, en appui, la mobilité des pieds prothétiques est limitée comme pour la population d'amputés transtibiaux. En outre les personnes amputées transfémorales ne pourront pas mettre autant de moment dans les pieds prothétiques dynamiques pour les déformer (Goujon, et al., 2006). Ceci contribue au déficit de propulsion par le membre appareillé en fin d'appui. Le travail mécanique développé par le membre inférieur appareillé en fin d'appui est réduit comparé à celui développé par le membre controlatéral en fin d'appui ou comparé aux sujets contrôles (Bonnet, et al., 2013). Cette diminution s'explique par l'augmentation du moment articulaire de flexion à la hanche résiduelle nécessaire pour déclencher la flexion du genou prothétique pour initier la phase oscillante (Bonnet, et al., 2013). C'est grâce à une flexion de la hanche résiduelle prématurée pendant le double appui et maintenue en début de phase oscillante que le patient peut déverrouiller le genou prothétique. Ainsi quand le genou commence à fléchir (entre 40-50% du cycle de marche), un pic de puissance absorbée à la hanche est observé (Figure 26). De plus, comme dans le cas des amputés transtibiaux, le patient va recruter ses fléchisseurs de hanche également pour compenser la diminution de propulsion à la cheville prothétique (Seroussi, et al., 1996) (Rietman, et al., 2002). L'interface emboîture/moignon dans le cas des emboîtures à ischion intégré peut également limiter l'extension de la hanche résiduelle en fin d'appui (Rabuffetti, et al., 2005).

Pendant la phase oscillante, la cinématique de la hanche varie en fonction de l'appareillage. Lorsque le retour en extension en fin de phase oscillante n'est pas contrôlé dans le genou prothétique, la hanche est fléchi plus rapidement et prématurément pendant la phase oscillante pour stopper le mouvement de flexion du genou et assurer son retour en extension à l'attaque du pas. Cependant, même avec des genoux prothétiques ayant un contrôle de la phase oscillante, une période de latence est observée entre l'instant du cycle où le genou n'est plus fléchi et l'instant où le pied prothétique entre en contact avec le sol pour commencer la mise en charge du membre prothétique. Cette période, qui existe aussi du côté controlatéral et chez les sujets asymptomatiques (de l'ordre de 1% du cycle de marche), est de l'ordre de 8% du cycle de marche du côté appareillé (Mâaref, et al., 2010). De même en fonction du matériel, la flexion maximale du genou prothétique en phase oscillante est variable. Dans la littérature elle est décrite comme étant plus faible que chez les sujets asymptomatiques notamment car la vitesse de marche est réduite (Jaegers, et al., 1995). Cependant, la flexion du genou en phase oscillante est un facteur critique pour le passage du pas en phase oscillante car cela modifie la distance entre le pied et le sol. Les patients, n'ayant pas de contrôle musculaire et proprioceptif du pied et du genou, mettent en place un certain nombre de stratégies pour éviter de chuter en accrochant le sol avec le pied prothétique (Smith, et al., 2004). Dans le plan sagittal, une stratégie appelée vaulting du pied sain a été définie par Smith *et al.* (Smith, et al., 2004) comme « la flexion plantaire prématurée du membre controlatéral en milieu d'appui » (du cycle controlatéral) pour « assister le passage du pas en soulevant le corps » (Figure 27). Cette stratégie est considérée comme un défaut de marche par les équipes cliniques de rééducation des patients parce qu'elle peut entraîner des pathologies, ou encore augmenter le coût énergétique de la marche (Schmalz, et al., 2002).

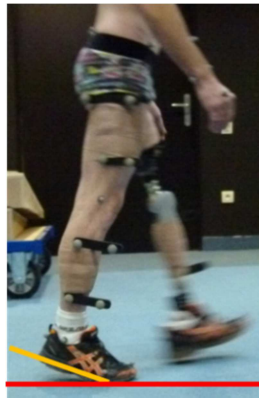


Figure 27 : Illustration de la stratégie du vaulting chez un patient amputé transfémoral

Ainsi les personnes amputées transfémorales mettent en place des stratégies pour éviter de chuter que ce soit en phase d'appui ou en phase oscillante du membre prothétique. En résumé, la hanche résiduelle est utilisée pour contrôler le genou prothétique, et le membre controlatéral pour compenser les déficits musculaires et les limites des composants prothétiques. D'autres compensations sont mises en place notamment avec le bassin et le tronc dans le plan frontal (Goujon, 2006).

1.3. ANALYSE COMPARATIVE DE LA MARCHE A PLAT DANS LE PLAN FRONTAL DES SUJETS AMPUTES DE MEMBRE INFERIEUR PAR RAPPORT AUX SUJETS ASYMPTOMATIQUES

Les articulations des membres inférieurs travaillent majoritairement dans le plan sagittal (74%, 85% et 93% du travail total de la hanche, du genou et de la cheville) puisque « le but de la locomotion est de propulser le corps vers l'avant dans le plan de progression en luttant contre la gravité » (Eng & Winter, 1995). Dans le plan sagittal, d'après Allard *et al.* (Allard, et al., 1996), pendant la locomotion la cheville propulse, la hanche tire et le genou freine. Cependant les articulations du membre inférieur sont également sollicitées dans le plan frontal pour assurer l'équilibre latéral du corps pendant la marche (MacKinnon & Winter, 1993). En particulier 23% du travail total de la hanche est produit dans le plan frontal. Les muscles abducteurs de hanche assurent le maintien du bassin pour lutter contre l'action de la gravité sur le membre oscillant pendant l'appui unipodal, et contre les mouvements médio-latéraux du tronc pendant le double appui (Winter, 1995) (Allard, et al., 1996) (Eng & Winter, 1995) (MacKinnon & Winter, 1993). Ainsi, dans le plan frontal c'est surtout la hanche et en particulier les muscles qui croisent cette articulation qui jouent un rôle important pendant la marche pour le maintien du bassin et le transfert de poids entre les membres (Winter, 1995) (Allard, et al., 1996) (Eng & Winter, 1995).

Comme décrit aux paragraphes 1.1 et 1.2, la marche des personnes amputées induit des sollicitations asymétriques des membres inférieurs et en particulier des surcharges des articulations du membre inférieur controlatéral. Quelles sont les conséquences en ce qui concerne la sollicitation des articulations des membres inférieurs dans le plan frontal ?

De plus, la perte de structures fonctionnelles consécutives à l'amputation peut modifier les capacités de sollicitation des articulations. Par exemple, chez les patients amputés transfémoraux la perte de la bandelette du fascia lata et l'atrophie du moyen fessier devrait entraîner l'altération des moments à la hanche dans le plan frontal. Quel sont les retentissements sur les mouvements du bassin pendant la marche de l'amputé transfémoral ?

Le plan frontal est généralement peu étudié dans la littérature. Nolan et Lees (Nolan & Lees, 2000) expliquent, d'après Colborne *et al.* (Colborne, et al., 1992), que peu d'études se risquent à interpréter les variables cinématiques et dynamiques dans le plan frontal, parce que les efforts médio-latéraux sont petits, très variables et qu'ils influencent le calcul des moments dans le plan frontal. Certains aspects sont tout de même abordés dans la littérature et ce paragraphe les synthétise.

1.3.1.1. CHEVILLE

En analyse du mouvement, l'articulation de cheville physiologique modélise l'ensemble des articulations anatomiques qui assurent la liaison entre le tibia et le pied. Cette articulation prend donc en compte à la fois l'articulation tibio-astragaliennne et les articulations sous-astragaliennes. Les mouvements de varus/valgus de la cheville saine sont ainsi associés aux mouvements de dorsiflexion et plantiflexion par la combinaison des mouvements autorisés par les structures anatomiques de l'arrière-pied. La cinématique de la cheville saine dans le plan frontal est modifiée en fonction du port ou non de la chaussure (Bishop, et al., 2011) et de la hauteur des talons de la chaussure (Barkema, et al., 2012) (Foster, et al., 2012).

Kitaoka *et al.* (Kitaoka, et al., 2006) décrivent la cinématique moyenne de la cheville saine dans le plan frontal de 20 sujets asymptomatiques déambulant avec des chaussures de sport sur un sol et montrent que la cheville saine est en valgus pendant la phase d'appui. Chang *et al.* (Chang, et al., 2012) calculent les pics d'angle de varus/valgus en appui pour une population de 13 personnes amputées transfémorales et 14 sujets contrôles et montrent que la cheville prothétique est en varus pendant l'appui ($3.09^\circ \pm 6.25$) alors que la cheville controlatérale est en valgus ($-0.61^\circ \pm 4.03$) comme la cheville des sujets contrôles ($-4.89^\circ \pm 2.56$). Ces auteurs (Chang, et al., 2012) montrent que pendant la locomotion à plat, la cheville prothétique a moins de mobilité dans le plan frontal que la cheville saine. En outre, ils rapportent que la cheville prothétique subit un moment articulaire de valgus très faible (moins de 0.1Nm/kg) similaire au côté controlatéral et aux sujets contrôles pendant la marche à plat. De plus, la puissance générée dans le plan frontal dans la cheville prothétique en fin d'appui est significativement inférieure à celle développée par le pied controlatéral (0.29 ± 0.14 W/kg contre 1.47 ± 0.50 W/kg) (Chang, et al., 2012).

King et Zatsiorsky (King & Zatsiorsky, 2002) expliquent que la cheville saine assure la stabilité en position debout sur un pied, par modification de l'angle de varus/valgus, soit en augmentant le moment articulaire dans le plan frontal dans la cheville, soit en augmentant la composante médio-latérale de la résultante des efforts de réaction du sol. Aussi, une grande variabilité de la courbe du moment et de puissance articulaire de cheville dans le plan frontal a été rapportée chez les sujets asymptomatiques dans la littérature (Sadeghi, et al., 2002). En début d'appui le moment articulaire dans la cheville saine est un moment de varus. Pour certains sujets sains, le moment articulaire reste

un moment de varus pendant toute la phase d'appui, alors que pour d'autres il devient un moment de valgus en milieu de phase d'appui (à partir de 30% du cycle). Ainsi pendant la phase de propulsion certains sujets sains auront un pic de puissance générée et d'autres un pic de puissance absorbée à la cheville dans le plan frontal (Eng & Winter, 1995). Allard *et al.* (Allard, et al., 1996) font l'hypothèse que le corps est repositionné par rapport à la cheville dans le plan frontal, avant le pic de propulsion produit par la hanche controlatérale en fin de double appui pour assurer le transfert de poids. La cheville dans le plan frontal permettrait donc de stabiliser l'appui après l'attaque du pas.

Hof *et al.* (Hof, et al., 2007) s'intéressent au contrôle de l'équilibre dans le plan frontal pendant la marche de sujets asymptomatiques et amputés transfémoraux. Ils montrent que la position du centre de pression (COP) par rapport à la projection du centre de masse est modifiée pendant l'appui par un contrôle de la cheville. Ils supposent que les patients amputés transfémoraux, qui ont des problèmes de stabilité lors de l'appui sur le membre appareillé, ne peuvent ajuster la distance latérale entre le centre de pression et la projection verticale du centre de masse sur la surface de marche, après l'attaque du talon, pendant l'appui, avec l'articulation de cheville comme le font les sujets asymptomatiques.

Panzenbeck et Klute (Panzenbeck & Klute, 2012) proposent et testent un concept de pied prothétique motorisé, contrôlant les mouvements de la cheville prothétique dans le plan frontal, dans le but d'améliorer, pour les amputés de membre inférieur, l'équilibre en statique sur un pied. Ce concept a pour but de modifier la position du centre de pression sous le pied prothétique en fonction de la position du pied par rapport au reste du corps. Le prototype n'est testé que sur banc d'essai et sur un sujet amputé transfémoral (Panzenbeck & Klute, 2012). L'équilibre en appui unipodal apparaît comme devant être amélioré par un contrôle de varus/valgus des pieds prothétiques. Viton *et al.* (Viton, et al., 2000) montrent également qu'il est intéressant d'étudier la transition appui bipodal/appui monopodal qui est également source de déséquilibre chez les patients amputés transtibiaux puisque pendant cette transition, la position du centre de pression est largement modifiée dans la direction latérale.

1.3.1.2. GENOU

Physiologiquement, le genou n'a que très peu de mobilité dans le plan frontal (Kakihana, et al., 2005). Pendant la marche sur sol plan horizontal, le genou sain subit un moment externe de varus qui traduit le chargement médial du genou (Henriksen, et al., 2009). Normalement cette sollicitation dans le plan frontal a pour but de réguler la formation osseuse (Haim, et al., 2008). Ainsi, pour une population de 12 sujets asymptomatiques (âge moyen 25 ans), Haim *et al.* (Haim, et al., 2008) rapportent que les moments de varus/valgus au genou ne dépassent pas 0.66Nm/kg. Si le genou est sollicité plus que nécessaire dans le plan frontal, les risques d'arthrose augmentent (Haim, et al., 2008).

Plusieurs études décrivent la sollicitation au genou dans le plan frontal en particulier dans le cadre de la recherche sur le développement de l'arthrose dans les genoux controlatéraux des personnes amputées de membre inférieur. Ces études rapportent que les patients amputés de membre inférieur transtibiaux et transfémoraux ont un moment de valgus de genou du côté controlatéral respectivement 46% et 32% plus important que du côté prothétique et respectivement 6% et 50%

plus important que les sujets asymptomatiques (Rueda, et al., 2013) (Royer & Wasilewski, 2006) (Chang, et al., 2011).

Llyod *et al.* (Lloyd, et al., 2010) font une étude pour relier les capacités musculaires au niveau des extenseurs et fléchisseurs de genoux et des abducteurs de hanches des deux membres inférieurs des personnes amputées transtibiales et les moments dans le plan frontal à la hanche et au genou. Ils montrent en particulier que l'asymétrie musculaire des extenseurs de genou entre côté appareillé et côté sain est corrélée à l'asymétrie des moments de varus/valgus au genou entre ces membres inférieurs.

Morgenroth *et al.* (Morgenroth, et al., 2011) ont étudié le lien entre le manque de propulsion du pied prothétique et l'augmentation des pics de moment externe d'adduction appliqué sur le genou controlatéral. Les auteurs montrent, chez sept patients amputés transtibiaux appareillés avec trois pieds différents, que le pic de puissance générée à la cheville prothétique en fin d'appui, qui varie en fonction des pieds prothétiques, est négativement corrélé au maximum de moment externe d'adduction appliqué sur le genou controlatéral lorsqu'il prend l'appui. Selon Morgenroth *et al.* (Morgenroth, et al., 2011), l'utilisation de pieds prothétiques ayant une meilleure propulsion en fin d'appui permettrait de réduire les risques d'arthrose dans le genou controlatéral des patients amputés transtibiaux.

Enfin, Grabowski *et al.* (Grabowski & D'Andrea, 2013) publient récemment une étude pour montrer que le nouveau concept de pied motorisé (« powered ankle-foot prosthesis ») permet de réduire l'asymétrie de chargement du membre sain en comparaison avec les pieds dynamiques. Ils caractérisent cette asymétrie par le calcul des moments de varus/valgus au genou.

Ainsi dans la littérature, il apparaît que le moment dans le plan frontal au genou joue un rôle important dans la caractérisation de l'asymétrie de chargement des membres inférieurs dans la population amputée de membre inférieur. De plus, il semble important de ne pas augmenter les moments dans le genou dans le plan frontal pendant la marche. L'importance de préserver le genou pourrait jouer un rôle dans les stratégies de marche mises en place en situations contraignantes, notamment en dévers, par les sujets asymptomatiques et les sujets amputés.

1.3.1.3. HANCHE, BASSIN ET TRONC

Chez les patients amputés transfémoraux, la hanche résiduelle est en abduction pendant tout le cycle de marche (Sjödahl, et al., 2003). Les moments articulaires d'abduction des deux hanches sont significativement réduits par rapport aux sujets contrôles (Chang, et al., 2011). Selon Chang *et al.* (Chang, et al., 2011), ce résultat s'expliquerait par le fait que la largeur de pas est augmentée par rapport aux sujets asymptomatiques.

Dans le cas des personnes amputées transibiales c'est le contraire. Comme au genou, la hanche controlatérale a des moments d'abduction 39% plus grands que celle du membre prothétique et 17% plus grands que celle des sujets asymptomatiques (Rueda, et al., 2013) (Royer & Wasilewski, 2006). L'augmentation du moment d'abduction dans la hanche controlatérale chez les sujets amputés

transtibiaux servirait au maintien de l'équilibre pendant l'appui unipodal et la propulsion (Sadeghi, et al., 2002) (Allard, et al., 1996) (Eng & Winter, 1995) (MacKinnon & Winter, 1993).

Or la hanche joue un rôle important à la fois pendant le transfert de poids entre les membres mais aussi pour le maintien du bassin (MacKinnon & Winter, 1993). Un comportement différent à la hanche dans le plan frontal chez les sujets amputés de membre inférieur par rapport aux sujets asymptomatiques a des répercussions sur la cinématique du bassin.

L'étude de Rueda *et al.* (Rueda, et al., 2013) s'applique à faire le lien entre les moments dans le plan frontal à la hanche et au genou avec l'inclinaison du bassin et du tronc pendant la marche de quinze personnes amputées transtibiales à vitesse confortable. Seules les amplitudes du mouvement du tronc et du bassin sont rapportées. Ils montrent que l'amplitude d'inclinaison du tronc est plus grande que pour la population contrôle et que les mouvements du tronc expliquent pourquoi il y a moins de moment d'abduction à la hanche du membre inférieur amputé qu'à la hanche du membre inférieur controlatéral. De plus, ils rapportent l'absence de différence avec les sujets asymptomatiques pour l'amplitude du bassin.

Ce dernier résultat n'est pas en accord avec l'étude de Michaud *et al.* (Michaud, et al., 2000) qui ont étudié les mouvements d'inclinaison du bassin de 6 sujets amputés transtibiaux et de 3 sujets amputés transfémoraux. Dans cette étude où les sujets marchent en laboratoire d'analyse du mouvement à quatre vitesses différentes, les auteurs observent moins d'amplitude de mouvement du bassin dans le plan frontal chez les sujets amputés que chez les sujets asymptomatiques. Chez les personnes amputées transtibiales, ils observent une asymétrie du bassin pendant le cycle de marche : l'inclinaison du bassin du côté prothétique à l'attaque du talon pendant le chargement du membre inférieur prothétique est plus faible que l'inclinaison du bassin du côté sain à l'attaque du talon pendant le chargement du membre inférieur sain. En phase oscillante du membre appareillé, les patients ont recours à la stratégie d' « élévation du bassin » qui consiste à élever la hanche résiduelle pour assurer le passage du pas prothétique, ce qui incline fortement le bassin du côté controlatéral.

Ce phénomène avait déjà été décrit par Cappozzo *et al.* (Cappozzo, et al., 1982) qui ont analysé la cinématique angulaire du tronc et du bassin chez quatre sujets amputés transfémoraux appareillés avec des genoux monoaxiaux et des pieds SACH, ce qui correspond à un appareillage peu sophistiqué. En 2003, Sjö Dahl *et al.* (Sjö Dahl, et al., 2003) étudient la cinématique du bassin dans les plans frontal et transverse avant et après une rééducation spécifique chez neuf patients amputés transfémoraux et, en 2008, Goujon-Pillet *et al.* (Goujon-Pillet, et al., 2008) publient une analyse tridimensionnelle des mouvements du bassin et du tronc de vingt-sept personnes amputées transfémorales. Il en ressort que chez ces patients, l'inclinaison du bassin dans le plan frontal a lieu dans le sens opposé des sujets asymptomatiques. Pendant le cycle prothétique, les sujets amputés transfémoraux montrent une inclinaison du bassin du côté prothétique en phase d'appui prothétique et une inclinaison du bassin du côté sain en phase oscillante du pied prothétique.

En phase d'appui prothétique, la faiblesse des abducteurs de hanche des patients amputés transfémoraux intervient probablement dans cette cinématique. Ces muscles sont davantage sollicités pendant le double appui notamment lors de la prise d'appui sur le pied prothétique (instant des pics de moments articulaires d'abduction à la hanche) (Perry, 1992). En cas de déficit des

abducteurs de hanche, des compensations sont généralement observées au niveau de la cinématique du bassin dans le plan frontal pour limiter le recrutement de ces muscles pendant la marche. Perry (Perry, 1992) décrit deux stratégies, soit le bassin s'incline du côté controlatéral en début de phase d'appui et un mouvement d'inclinaison latéral du tronc vers le pied en appui permet de réduire le moment articulaire à la hanche (Figure 28 a), soit le bassin et le tronc sont maintenus inclinés du côté opposé à la faiblesse musculaire pour soulager les muscles (Figure 28 b).

Michaud *et al.* (Michaud, et al., 2000) et Goujon-Pillet *et al.* (Goujon-Pillet, et al., 2008) décrivent une troisième stratégie observée chez les patients amputés transfémoraux qui consiste à incliner le bassin, voire le tronc, du côté de la faiblesse musculaire pendant la phase d'appui sur le membre prothétique (Figure 29). Ceci leur permet de compenser pour limiter les moments d'abduction à la hanche (Goujon-Pillet, et al., 2008). L'inclinaison du bassin du côté du pied en appui, appelée « élévation du bassin » est observée chez les patients amputés transfémoraux, lors de l'appui sur le membre appareillé mais également lors de l'appui sur le membre controlatéral. En effet, en phase oscillante du membre prothétique, cette stratégie interviendrait pour assurer le passage du pas prothétique sans risque de chute en élevant l'ensemble du membre prothétique avec le bassin (Michaud, et al., 2000) (Sjödahl, et al., 2003). Certains patients ont également recours à la technique du fauchage qui consiste à effectuer un mouvement de circumduction de la hanche résiduelle pendant le passage du pas. Ces stratégies sont considérées comme des défauts de marche par les équipes cliniques de rééducation des patients parce qu'elles créent des boiteries, ou parce qu'elles peuvent entraîner des pathologies, ou encore augmenter le coût énergétique de la marche (Schmalz, et al., 2002).

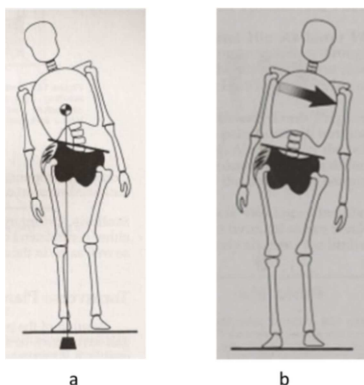


Figure 28 : Illustrations des compensations au niveau du bassin et du tronc en cas de déficit des abducteurs de hanche. Adapté de (Perry, 1992).



Figure 29 : Illustration de la stratégie de « l'élévation du bassin » chez un sujet non-amputé. Adapté de (Perry, 1992).

1.4. BILAN

Pour la locomotion sur sol plan horizontal, les personnes amputées de membre inférieur mettent en place des stratégies de compensation impliquant plus particulièrement leur hanche du côté amputé et leur membre controlatéral. Il en résulte que leur marche est asymétrique et la cinématique d'inclinaison de leur bassin altérée. Ainsi, avant d'analyser la locomotion des personnes amputées de membre inférieur en situations contraignantes, il est important de mettre en place une base de données de référence sur sol plan horizontal pour comprendre comment les sujets déambulent à plat.

2. TRAVAIL PERSONNEL : MISE EN PLACE DES BASES DE DONNEES DE SUJETS AMPUTES ET ASYMPTOMATIQUES SUR SOL PLAN HORIZONTAL

2.1. BASE DE DONNEES DES SUJETS CONTROLES

2.1.1. PRESENTATION

32 sujets contrôles ont été recrutés pour participer à l'étude. Le protocole décrit partie I - chapitre II a été suivi. Les données anthropométriques des sujets recrutés sont présentées en annexe D.1. Deux personnes ont cependant été exclues de l'étude à posteriori, mais suite à des problèmes expérimentaux tels que la perte de marqueurs ou des mesures non valides par les plateformes de force. La base exploitable est donc constituée de 30 sujets dont 11 femmes et 19 hommes (âge : 41 ± 17 ans, poids : 69 ± 13 kg, taille : 173 ± 10 cm). Ces sujets seront appelés indifféremment sujets contrôles, sujets asymptomatiques ou sujets sains.

2.1.2. COMPARAISON DU CORRIDOR AVEC LA LITTERATURE

Goujon (Goujon, 2006) présente une base de données de référence de 55 sujets asymptomatiques (39 hommes et 16 femmes d'âge moyen 36 ans). Elle retient 65 paramètres proposés par Benedetti *et al.* (Benedetti, et al., 1998), et les comparent à ceux obtenus à partir de la base de 20 sujets asymptomatiques (âge moyen 43 ans) de ces auteurs. Ce sont des paramètres spatio-temporels décrivant la marche, et des paramètres extraits des courbes d'efforts au sol, des courbes d'angles et de moments des articulations des membres inférieurs et du bassin. Cette méthode a d'abord été utilisée pour comparer la base de données de sujets asymptomatiques, présentée au paragraphe précédent, à la littérature. Dans un second temps, pour compléter la validation dans le plan frontal de la base de données de référence dans la situation plat, situation de marche de référence, d'autres paramètres ont été calculés. En particulier sur un cycle de marche, les amplitudes d'inclinaison du bassin et du tronc et les maxima des angles et moments en varus/valgus de cheville et genou ont été calculés puis comparés à la littérature (Barkema, et al., 2012) (Rueda, et al., 2013).

La comparaison de tous ces paramètres à la littérature est présentée en annexe D.2 sous forme de tableaux et d'un paragraphe de discussion qui vient compléter les tableaux de valeurs. Les différents paramètres étant cohérents avec la littérature (Goujon, 2006) (Benedetti, et al., 1998) (Rueda, et al., 2013) (Barkema, et al., 2012), ceci permet de valider le corridor des sujets asymptomatiques pour la marche sur sol plan horizontal. Cela contribue donc à valider le protocole mis en place dans l'étude et les méthodes d'analyse des résultats pour la marche sur sol plan horizontal.

2.2. BASE DE DONNEES DES SUJETS AMPUTES

2.2.1. PRESENTATION

Ont participé à l'étude 23 patients amputés transtibiaux (âge : 50 ± 13 ans, poids : 84 ± 15 kg, taille : 176 ± 6 cm) et 23 patients amputés transfémoraux (âge : 39 ± 12 ans, poids : 76 ± 13 kg, taille : 178 ± 10 cm). Dans la population recrutée, 33 patients ont participé aux expériences à l'IRR de Nancy et 13 patients à l'antenne de Créteil du CERAH-INI.

Les données anthropométriques, les informations relatives à l'amputation, l'appareillage, les bilans articulaires et fonctionnels, et les pathologies de l'appareil locomoteur des patients de l'étude sont présentés dans le Tableau 29 (TT) et le Tableau 30 (TF). Ce tableau a été rempli à partir des données recueillies dans les fiches cliniques utilisées lors des expérimentations pour chaque patient. Trois patients recrutés n'apparaissent pas dans les tableaux car ils ont été exclus de l'étude pour cause de douleurs trop importantes pendant les expérimentations.

De plus, des catégories ont été créées pour classer les composants prothétiques utilisés par les patients recrutés dans l'étude. En ce qui concerne les genoux prothétiques des patients de l'étude (Tableau 27), le classement reprend ce qui a été présenté au paragraphe 1.2.1., en fonction du contrôle avec ou sans microprocesseur de la phase d'appui et de la phase oscillante. La plupart des patients amputés transfémoraux étaient appareillés avec des genoux à contrôle par microprocesseur de la phase d'appui et de la phase oscillante. Ceci vient du fait que les personnes amputées capables de déambuler en pentes et en escaliers sont des patients actifs qui sont principalement appareillés avec ce type de matériel prothétique. En particulier, le genou C-Leg (Otto-Bock) est le plus utilisé par les patients de l'étude. De plus, tous les genoux présents dans le tableau sont remboursés par la sécurité sociale à l'exception du genou Genium (Otto-Bock). Ce genou est très récent et de haute technologie et s'adresse à une catégorie précise de patients actifs et rencontrant quotidiennement des terrains contraignants (obstacles, escaliers, ...).

Patients/Catégories	Appui : contrôle microprocesseur Oscillant : contrôle microprocesseur	Appui : contrôle sans microprocesseur Oscillant : contrôle microprocesseur	Appui : contrôle sans microprocesseur Oscillant : contrôle sans microprocesseur
TF01RD	C-Leg (Ottobock)		
TF02SL	C-Leg (Ottobock)		
TF03GV	C-Leg (Ottobock)		
TF04JMD	C-Leg (Ottobock)		
TF05PG	C-Leg (Ottobock)		
TF06JH	C-Leg (Ottobock)		
TF07GL	C-Leg (Ottobock)		
TF09OS			OH5 (Medi)
TF10PR			Sensor (Nabtesco)
TF11JD			3R49 (Ottobock)
TF12RJ	C-Leg (Ottobock)		
TF13SD			Multicentrique KX6 (Endolite)
TF14TG	C-Leg (Ottobock)		
TF15JD	C-Leg (Ottobock)		
TF16MB	C-Leg (Ottobock)		
TF18JM	C-Leg (Ottobock)		
TF19TN	RheoKnee (Ossur)		
TF20JR		Hybrid Knee (Nabtesco)	
TF21SH	RheoKnee (Ossur)		
TF22HB	Genium (Ottobock)		
TF23PM		Hybrid Knee (Nabtesco)	

Tableau 27 : Classement des genoux prothétiques présents dans la base de données de patients amputés transfémoraux

Les pieds prothétiques ont été classés en respectant les classes (classe I, classe II, classe III) définies dans la liste des produits et prestations remboursables (LPPR) de la sécurité sociale. Ces classes séparent les pieds prothétiques en fonction de la déformation mesurée de l'avant et de l'arrière pied lors de l'application d'une force (de norme connue à une vitesse connue) et déterminent ainsi le remboursement de ces dispositifs médicaux. Les pieds apparaissant dans la catégorie « sophistiqué » sont des composants prothétiques qui ne sont pas remboursés par la sécurité sociale. Une autre catégorie a été créée pour prendre en compte la présence d'un amortisseur de chocs verticaux ou d'un absorbeur de torsion associé au pied. La plupart des pieds présents dans la base de données sont des pieds de classe III, pieds dynamiques à restitution d'énergie destinés à des patients actifs capables de marcher en situations contraignantes (Tableau 28).

Patients/ Catégories	Sophistiqué	Classe III	Classe III + amortisseur	Classe II	Classe I
TT01PB			Reflex Rotate(Ossur)		
TT02GG	Echelon (Endolite)				
TT03SC		Flex walk (Ossur)			
TT04FB		Variflex (Ossur)			
TT05TA		Variflex (Ossur)			
TT06BP				Sure-flex (Ossur)	
TT07MM					Pied ERF + Cheville articulée Multiflex (Endolite) + amortisseur (Ossur)
TT08JM				Sure-flex (Ossur)	
TT09JB				1C30 Trias (Ottobock)	
TT10JMR				1C30 Trias (Ottobock)	
TT11AB	Propriofoot (Ossur)				
TT12JMB		Cadence HP (Seattle)			
TT13CW				1C30 Trias (Ottobock)	
TT14AH		Variflex (Ossur)			
TT16MG			Reflex Shock (Ossur)		
TT17CM			Reflex Shock (Ossur)		
TT18BL				Sure-flex (Ossur)	
TT19FF			Reflex Shock (Ossur)		
TT20JB		Talux (Ossur)			
TT21TB		Variflex (Ossur)			
TT22JML		Variflex (Ossur)			
TT23BW		Flex walk (Ossur)			
TF01RD		1C40 C-Walk (Ottobock)			
TF02SL		Freedom flex foot			
TF03GV		1C40 C-Walk (Ottobock)			
TF04JMD		Flex walk (Ossur)			
TF05PG		1C60 Triton (Ottobock)			
TF06JH		1C40 C-Walk (Ottobock)			
TF07GL		Flex walk (Ossur)			
TF09OS					Pied ERF + Cheville articulée Multiflex (Endolite)
TF10PR		Variflex (Ossur)			
TF11JD					Pied + cheville articulée (Ottobock)
TF12RJ		1C40 C-Walk (Ottobock)			
TF13SD		1C60 Triton (Ottobock)			
TF14TG		Flex walk (Ossur)			
TF15JD		Flex walk (Ossur)			
TF16MB		1C40 C-Walk (Ottobock)			
TF18JM		Flex walk (Ossur)			
TF19TN			Reflex Shock (Ossur)		
TF20JR		Variflex (Ossur)			
TF21SH			Flex rotate (Ossur)		
TF22HB					Elation (Ossur)
TF23PM		Flex walk (Ossur)			

Tableau 28 : Classement des pieds prothétiques présents dans la base de données de patients amputés transtibiaux et transfémoraux

Patients	Données anthropométriques					Amputation							Appareillage			Bilan fonctionnel						Bilan articulaire		
	Sexe	Age (ans)	Taille (cm)	Poids avec prothèse	Poids prothèse	Côté	Origine	Niveau	Lg moignon	Lg contro	% Lg moignon	Temps (ans)	Pied prothétique	Pointure	Module	test 6' distance en m	Borg	MI	PPA-LCI (/70)	SF36-mobilité (/30)	Pathologies associées locomoteur	Restriction d'amplitude côté amputé	Restriction d'amplitude côté contro	
TT01PB	M	53	176	89	NR	G	TMT	1/3 sup	12	44	27%	23	Reflex Rotate (Ossur)	NR	NR	390	10	1	70	26	Côté droit : Fracture tibia/péroné + equin pied	\	\	
TT02GG	M	34	174	72	2	G	TMT	1/3 inf	26	41	63%	3	Echelon (Endolite)	26	4	530	13	6	70	27	Côté droit : Fracture fémur, limitation genou sain à 80°	\	flexion genou limitée à 80°	
TT03SC	M	47	175	102	2	D	TMT	1/3 inf	36	43	84%	2	Flex walk (Ossur)	26	6	480	8	2	70	25	Côté gauche : syndrome des loges/éclat de balles triceps	\	\	
TT04FB	M	46	182	84	NR	G	TMT	1/3 inf	27	43.5	62%	16	Variflex (Ossur)	25	6	465	7	3	70	30	\	\	\	
TT05TA	M	33	168	73	1	G	Tumoral	1/3 sup	11	40.5	27%	21	Variflex (Ossur)	25	5	475	10	3	70	27	\	\	\	
TT06BP	M	67	162	54	2	G	Vasculaire	1/3 sup	NR	NR	NR	5	Sure-flex (Ossur)	NR	NR	330	15	6	66	27	\	\	\	
TT07MM	M	71	174	71	2	D	Vasculaire	1/3 moy	18	NR	NR	2	Pied ERF + Cheville articulée Multiflex (Endolite) + amortisseur (Ossur)	NR	NR	375	11	3	69	24	\	flessum de 10° du genou	\	
TT08JM	M	59	182	103	2	G	Vasculaire	1/3 moy	19	45	42%	3	Sure-flex (Ossur)	NR	NR	Pas de test des 6 minutes car niveau d'activité trop bas			63	21	Côté droit (contro) : Douleur de hanche à la marche	\	\	
TT09JB	M	58	175	81	3	D	TMT	1/3 sup	13	44	30%	20	1C30 Trias (Ottobock)	27	NR	490	11	3	70	20	Arthrose des genoux	flessum de 10° genou flexion genou limitée à 70°	\	
TT10JMR	M	69	171	81	NR	G	TMT	1/3 sup	15	42	36%	4	1C30 Trias (Ottobock)	NR	NR	293	11	2	68	22	Douleurs lombaires + Arthrose genou et hanche côté droit (contro)	\	\	
TT11AB	M	55	169	82	3	G	TMT	1/3 sup	14	42	33%	5	Propriofoot (Ossur)	NR	NR	545	17	5	68	22	\	flexion genou limitée à 80° avec prothèse	\	
TT12JMB	M	57	181	94	3	G	Tumoral	1/3 moy	15	39	38%	5	Cadence HP (Seattle)	27	NR	NR	NR	NR	66	25	\	flessum de hanche de 5° flessum de genou de 10°	flessum de hanche de 5° flessum de genou de 10°	
TT13CW	F	47	167	79	2	D	TMT	1/3 sup	11	43	26%	43	1C30 Trias (Ottobock)	24	NR	460	11	3	70	30	\	flessum de 10° genou	\	
TT14AH	M	65	182	66	3	D	Congénital	1/3 sup	15	47	32%	NR	Variflex (Ossur)	27	NR	NR	NR	NR	70	29	\	flessum de 5° de hanche flexion genou limitée à 60°	\	
TT16MG	M	53	177	90	3	D	TMT	1/3 sup	16	44	36%	1	Reflex Shock (Ossur)	27	NR	530	11	3	70	21	\	extension du genou limitée à 5° avec prothèse	\	
TT17CM	M	64	177	104	3	D	TMT	1/3 sup	15	45	33%	7	Reflex Shock (Ossur)	28	7	570	12	2	70	23	\	extension du genou limitée à 10° avec la prothèse	\	
TT18BL	M	61	176	106	3	G	TMT	1/3 moy	19	40	48%	5	Sure-flex (Ossur)	27	NR	560	13	2	70	27	\	\	\	
TT19FF	M	42	193	104	4	G	TMT	1/3 sup	17	44	39%	19	Reflex Shock (Ossur)	NR	NR	600	11	0	NR	28	\	\	\	
TT20JB	M	30	175	73	2	D	TMT	1/3 sup	16	43	37%	13	Talux (Ossur)	27	4	NR	NR	NR	70	23	\	NR	NR	
TT21TB	M	26	183	106	2	G	TMT	1/3 moy	21	47	45%	2	Variflex (Ossur)	26	5	480	9	1	70	28	Douleurs au moignon	\	\	
TT22JML	M	31	173	75	1	D	TMT	1/3 moy	21	44	48%	2	Variflex (Ossur)	25	4	495	9	1	70	27	\	\	\	
TT23BW	M	32	177	57	2	G	Congénital	1/3 inf	NR	43	NR	NR	Flex walk (Ossur)	26	NR	NR	NR	70	70	26	\	\	\	

Tableau 29 : Caractéristiques des patients amputés transtibiaux ayant participé à l'étude (NR= donnée non renseignée, \ = rien à signaler, TMT = cause traumatique)

Patients	Données anthropométriques					Amputation							Appareillage				Bilan fonctionnel					Bilan articulaire		
	Sexe	Age (ans)	Taille (cm)	Poids avec prothèse (kg)	Poids prothèse (kg)	Côté	Origine	Niveau	Lg moignon (cm)	Lg contro (cm)	% Lg moignon	Temps (ans)	Emboiture	Genou Prothétique	Pied prothétique	Pointure	test 6' distance en m	Borg	MI	PPA-ICI (/70)	SF36-mobilité (/30)	Pathologies associées locomoteur	Restriction d'amplitude côté amputé	Restriction d'amplitude côté contro
TF01RD	M	38	176	85	NR	G	TMT	1/3 moy	34	46	74%	20	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	28	490	13	5	70	29	/	peu de rotation interne de CF	/
TF02SL	M	40	186	84	3	D	TMT	1/3 moy	31	42	74%	2	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	Highlander (Freedom)	28	500	12	S : 6-7 A : 4-5	NR	29	arthrodèse talocalcaneum (subtalaire)	pas de rotation interne de CF pas d'extension de CF	/
TF03GV	M	59	169	77	3	G	TMT	1/3 sup	19	38	50%	16	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	25	420	14	S : 3 A : 2	66	20	/	léger flessum de hanche	/
TF04JMD	M	47	173	92	NR	D	TMT	Gritti	46	38	121%	21	Emboiture de désarticulation de genou	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	28	590	13	S : 5 A : 3	70	29	Prothèse de genou à Gauche	pas de rotation interne de CF	pas de rotation interne de CF flexion genou limitée à 75° (limitation escalier)
TF05PG	M	46	185	81	4	G	TMT	1/3 moy	37	45	82%	16	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	1C60 Triton (Ottobock)	NR	520	11	S:0 A: 6	70	28	/	/	/
TF06JH	M	28	186	111	4	G	TMT	1/3 inf	37	40	93%	5	MAS	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	30	585	12	S :4 A :1,5	70	27	fracture du coude	/	/
TF07GL	M	38	175	79	4	D	Tumoral	Gritti	41	39	105%	1	Emboiture de désarticulation de genou	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	26	510	15	S : 2 A:5	70	21	/	/	/
TF09OS	M	34	191	80	5	D	TMT	Gritti	48	49	98%	3	Emboiture de désarticulation de genou	OH5 Medi	Pied ERF + Cheville articulée Multiflex (Endolite)	28	430	14	7	56	19	/	/	/
TF10PR	M	25	183	75	7	G	TMT	1/3 moy	38	47	81%	2	Ischion Intégré	Sensor (Nabtesco)	Variflex (Ossur)	27	510	12	3	70	28	fracture épaule et coude	/	/
TF11JD	M	75	173	70	NR	D	TMT	1/3 moy	26	42	62%	54	Ischion Intégré	3R49 (Ottobock)	Pied + cheville articulée (Ottobock)	25	320	9	1	70	26	/	/	/
TF12RJ	M	49	181	84	5	G	TMT	1/3 inf	35	47	74%	2	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	26	355	9	0	67	21	arthrodèse cheville D	/	cheville saine bloquée (10° flexion max)
TF13SD	M	28	168	68	NR	D	TMT	Gritti	46	42	110%	2	Emboiture de désarticulation de genou	Multicentrique KX6 (Endolite)	1C60 Triton (Ottobock)	26	490	9	3	70	29	/	/	/
TF14TG	M	32	171	78	3	G	TMT	1/3 inf	36	42	86%	NR	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	27	NR	NR	NR	70	15	/	pas de rotation externe de CF	extension de CF limitée (5°) flexion de cheville limitée (10°)
TF15JD	M	47	170	85	4	G	TMT	1/3 inf	31	41	76%	NR	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	26	390	15	5	55	13	douleurs genou D	/	absence de valgus de cheville
TF16MB	F	30	169	50	4	G	Tumoral	1/3 sup	11	45	24%	NR	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	1C40 C-Walk (Ottobock)	24	510	NR	NR	NR	NR	/	NR : moignon trop court	absence de valgus de cheville
TF18JM	M	28	181	82	4	G	TMT	1/3 moy	27	46	59%	3	Ischion Intégré	C-Leg (Ottobock)	Flex walk (Ossur)	26	515	13	S : 3 A : 5	70	26	/	léger flessum de hanche	flexion de cheville limitée (10°)
TF19TN	M	52	163	74	5	G	TMT	1/3 moy	27	38	71%	34	MAS	RheoKnee (Ossur)	Reflex Shock (Ossur)	NR	530	12	3	70	29	/	/	pas de rotation interne de CF
TF20JR	M	27	174	64	4	G	TMT	1/3 inf	34	44	77%	5	Ischion Intégré	Hybrid Knee (Nabtesco)	Variflex (Ossur)	25	590	12	2.5	70	25	/	/	/
TF21SH	M	40	165	52	4	G	TMT	1/3 moy	26	39	67%	15	MAS	RheoKnee (Ossur)	Reflex Rotate (Ossur)	26	470	12	2	70	NR	/	/	/
TF22HB	F	23	161	70	4	G	TMT	1/3 inf	34	42	81%	4	MAS	Genium (Ottobock)	Elation (Ossur)	24	510	16	S : 0 A:6	60	18	lombalgie avec antéverson du bassin	/	/
TF23PM	M	33	177	63	4	G	TMT	1/3 inf	36	42	86%	16	Ischion Intégré	Hybrid Knee (Nabtesco)	Flex walk (Ossur)	26	NR	NR	NR	70	22	douleurs genou D	/	/

Tableau 30 : Caractéristiques des patients amputés transfémoraux ayant participé à l'étude (NR= donnée non renseignée, / = rien à signaler, TMT = cause traumatique, CF = coxo-fémorale)

Les caractéristiques anthropométriques moyennes, la vitesse de marche moyenne et la hauteur de talon moyenne de tous les sujets recrutés dans chaque groupe, et dont les données ont été exploitées, sont présentées dans le Tableau 31. En âge, taille et poids et vitesse moyenne de marche, la base de données de sujets asymptomatiques correspond bien aux populations de patients recrutés. De plus, les sujets asymptomatiques portaient tous des chaussures de ville utilisées quotidiennement, de même type de chaussure que les patients amputés dont la hauteur de talon, imposée à moins de 5cm, correspond aux chaussures portées par les patients.

	Sujets asymptomatiques				Sujets transfémoraux				Sujets transtibiaux			
	Moy	Std	Min	Max	Moy	Std	Min	Max	Moy	Std	Min	Max
Âge (année)	41	17	19	74	40	13	23	75	50	13	26	71
Taille (cm)	173	10	155	192	175	8	161	191	176	7	162	193
Poids (kg)	69	13	46	111	76	13	50	111	85	16	54	110
Vitesse moyenne à plat (m/s)	1.33	0.13	1.02	1.69	1.22	0.14	0.97	1.47	1.20	0.19	0.77	1.48
Hauteur de talon (cm)	1.2	1	0	3	1.0	0.5	0.0	1.8	1.0	0.8	0.5	2.8

Tableau 31 : Correspondances des caractéristiques des populations recrutées. Moy=moyenne, Std =écart-type

2.2.2. COMPARAISON A LA LITTERATURE

L'objectif de ce paragraphe est de comparer les corridors obtenus pour la base de données de sujets amputés à plat avec la littérature, afin de caractériser la locomotion à plat des patients recrutés dans l'étude.

D'après l'analyse bibliographique, il apparaît que certains aspects de la locomotion des patients amputés sont caractéristiques du handicap et varient avec le niveau d'amputation (amputation transtibiale ou transfémorale). Ces « patterns » de marche des patients amputés à plat ont été décrits dans le paragraphe 1.

Cependant, les caractéristiques de la marche des patients amputés dépendent également de l'appareillage (Perry, 1992), de l'alignement de la prothèse (Grumillier, et al., 2008) (Beyaert, et al., 2008), et d'autres facteurs propres à chaque patient (état clinique, fonctionnel, musculaire,...). Il est donc difficile de faire une comparaison systématique de la base de données à la littérature dans laquelle les études ont soit peu de sujets (Sjödahl, et al., 2002) (Sjödahl, et al., 2003) (Sanderson & Martin, 1997), soit des appareillages différents de ceux présents dans notre étude (Jaegers, et al., 1995) (Boonstra, et al., 1996), ou parce que les études ne présentent que certains paramètres spécifiques liés à leur problématique (Rusaw & Ramstrand, 2011).

L'allure des courbes des grandeurs cinématiques et dynamiques calculées pour chaque groupe de patients amputés a été comparée à la littérature, sans chercher à comparer des paramètres quantitatifs caractérisant la locomotion du groupe de patients à plat. Les « patterns » de marche décrits dans la littérature sur sol plan horizontal (et présenté dans le paragraphe 1. de ce chapitre) pour chaque population de patients en fonction du niveau d'amputation ont été retrouvés dans la base de données des sujets amputés de membre inférieur de notre étude (Annexe E).

Cas particulier du plan frontal

Pour décrire le comportement du système ostéo-articulaire et des composants prothétiques dans le plan frontal pendant la locomotion à plat, il a été choisi de présenter dans le manuscrit les courbes obtenues à partir de la base de données, chez les patients amputés de membre inférieur en comparaison aux sujets asymptomatiques, qui caractérisent:

- le comportement dynamique de la cheville prothétique en comparaison à la cheville saine dans le plan frontal
- les comportements cinématique du bassin et dynamique de la hanche dans le plan frontal

Les corridors du moment articulaire de la cheville prothétique dans le plan frontal chez un groupe de patients amputés transtibiaux et transfémoraux et les corridors de l'angle d'inclinaison du bassin dans le plan frontal chez un groupe de patients amputés transtibiaux n'ont pas été trouvés dans la littérature.

Moment articulaire de cheville dans le plan frontal à plat

- Courbes résultats

La Figure 30 présente les courbes moyennes obtenues sur le groupe des sujets amputés transtibiaux (1^{er} graphe) et sur le groupe des sujets amputés transfémoraux (2^{ème} graphe) du moment articulaire de la cheville prothétique (en rouge) pendant le cycle de marche du membre inférieur appareillé, et de la cheville controlatérale (en bleu) pendant le cycle de marche du membre inférieur controlatéral. La courbe moyenne obtenue sur le groupe de sujets contrôles du moment articulaire de la cheville saine est présentée (en noir) sur chacun des deux graphes de la Figure 30.

Chez les patients amputés transfémoraux et transtibiaux, le moment articulaire calculé à la cheville prothétique est proche de zéro pendant toute la phase d'appui à plat. En fin d'appui, le corridor obtenu pour la courbe du moment articulaire de cheville chez les sujets contrôles et du côté controlatéral chez les patients amputés est plus large aux alentours de 50% du cycle de marche que pendant tout le cycle de marche.

- Analyse des résultats et comparaison à la littérature

Les résultats montrent qu'aucun moment articulaire n'est créé dans la cheville prothétique pendant l'appui unipodal pendant la locomotion à plat. La cheville prothétique n'est pas soumise à un moment externe à plat qui la déformerait pendant l'appui unipodal.

Chang *et al.* (Chang, et al., 2012) ont calculé le moment articulaire dans le plan frontal à la cheville prothétique et controlatérale de 13 patients amputés transfémoraux. Bien qu'ils ne présentent pas les courbes, ils indiquent les valeurs du pic de moment articulaire en phase d'appui de la cheville prothétique (-0.04 ± 0.10 Nm/kg), de la cheville controlatérale (-0.06 ± 0.08 Nm/kg) des patients amputés transfémoraux, et de la cheville saine (-0.10 ± 0.07 Nm/kg) des 14 sujets contrôles recrutés. La courbe moyenne du moment articulaire dans la cheville prothétique obtenue chez les sujets amputés transfémoraux est cohérente avec les résultats de l'étude de Chang *et al.* (Chang, et al., 2012). D'après les courbes moyennes du moment articulaire obtenues dans la cheville controlatérale

(TF) et saine (SA), les maxima du moment articulaire de varus, de l'ordre de 0.3Nm/kg sont bien supérieurs à ceux présentés dans l'étude de Chang *et al* (Chang, et al., 2012). Ces incohérences pourraient être liées à la variabilité inter-individuelle du pic de moment articulaire de cheville saine décrit en fin d'appui (deuxième appui bipodal) chez les sujets asymptomatiques (Sadeghi, et al., 2002).

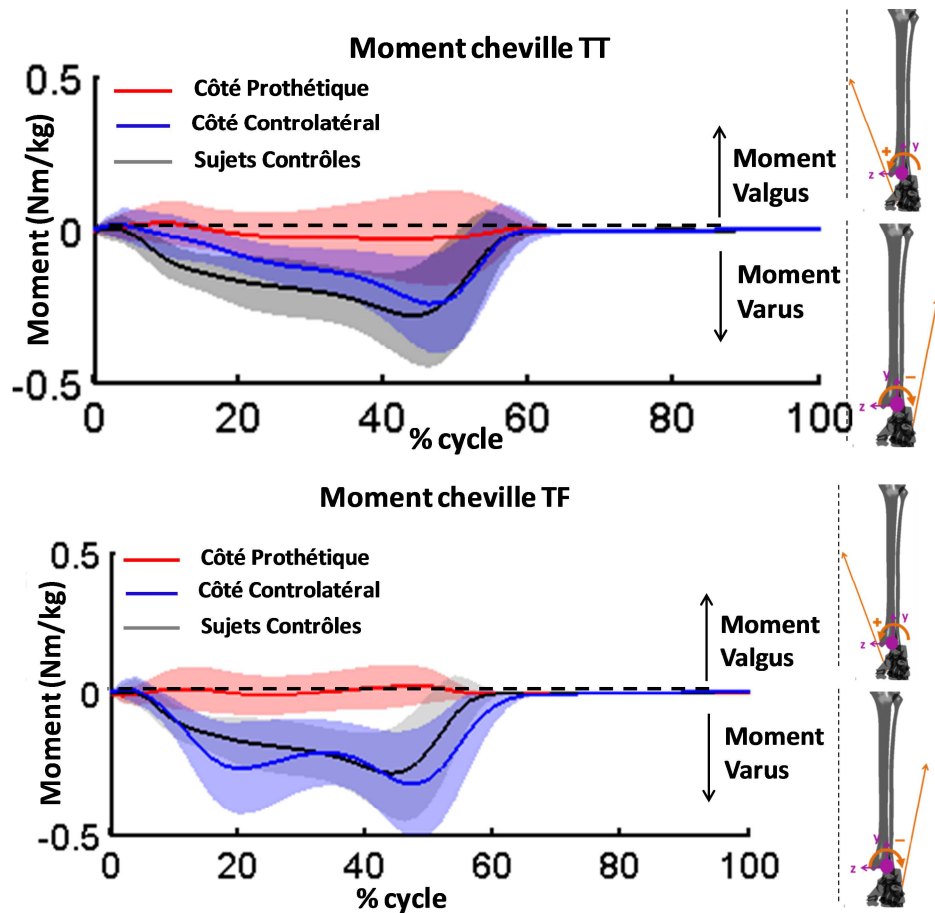


Figure 30 : Moment de varus/valgus de cheville du côté prothétique (rouge), du côté controlatéral (bleu) lors de la locomotion à plat des sujets amputés transtibiaux (TT) et transfémoraux (TF). Corridor des sujets contrôles (en noir/gris).

Angle d'inclinaison du bassin dans le plan frontal à plat et moment articulaire de hanche dans le plan frontal

- Courbes résultats

La Figure 31, la Figure 32 et la Figure 33 présentent respectivement l'angle d'inclinaison du bassin dans le plan frontal chez les sujets contrôles, chez les sujets amputés transfémoraux et chez les sujets amputés transtibiaux.

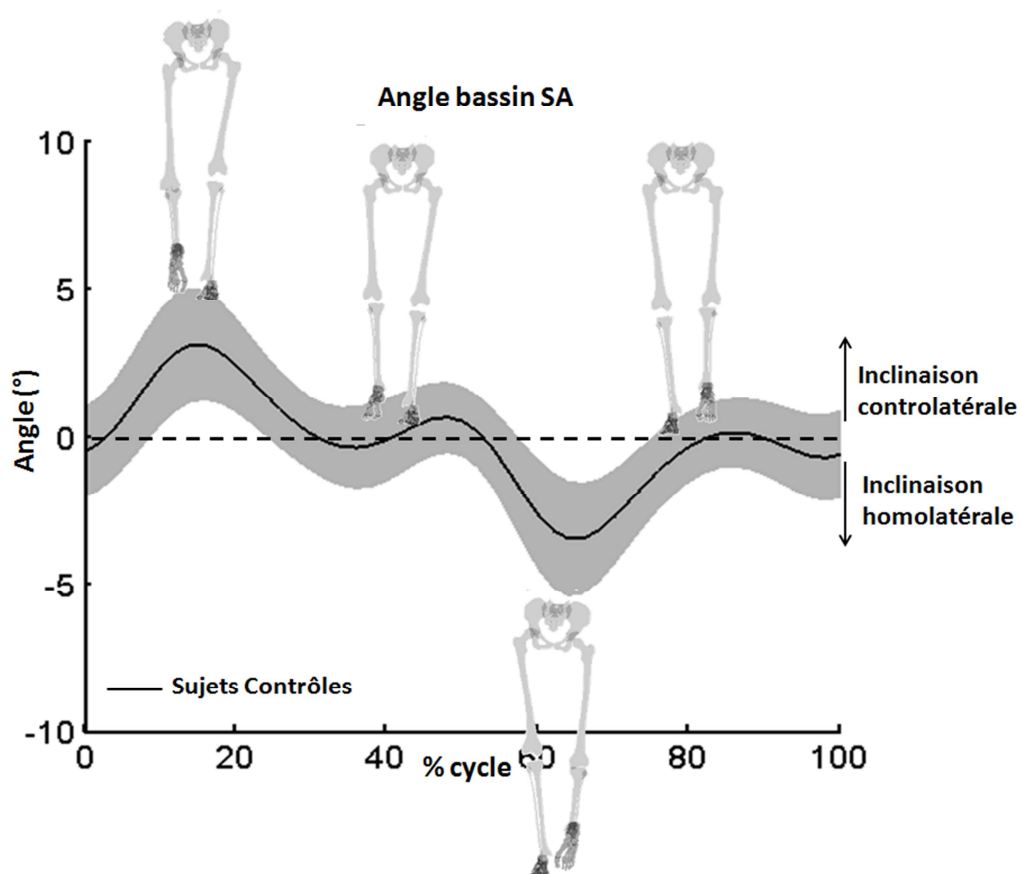


Figure 31 : Corridor d'inclinaison du bassin pendant la locomotion à plat des sujets asymptotiques (SA). Inclinaison controlatérale et homolatérale selon le membre inférieur gauche.

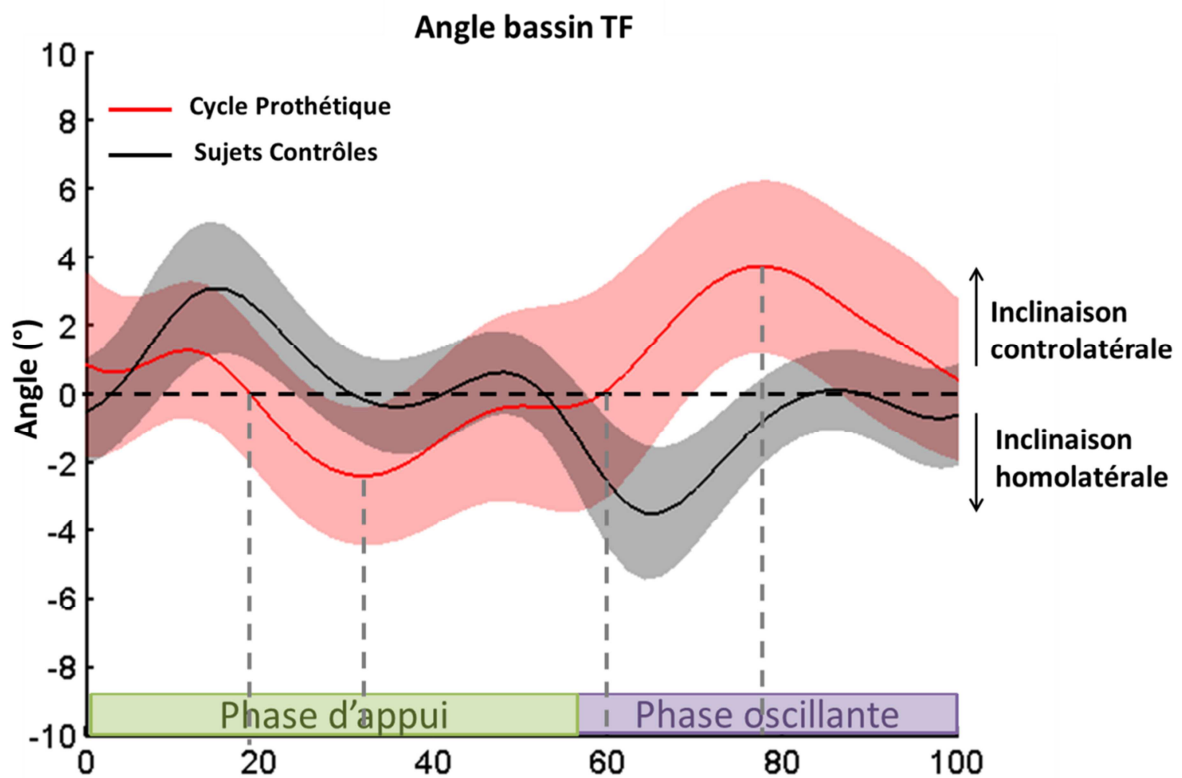


Figure 32 : Corridor d'inclinaison du bassin pendant la locomotion à plat des sujets amputés transfémoraux (TF)

La cinématique du bassin dans le plan frontal à plat des sujets amputés transfémoraux est différente de celle des sujets asymptomatiques : le schéma d'inclinaison du bassin est inversé et décalé dans le cycle de marche. En particulier les maxima d'inclinaison du bassin (homolatéral et controlatéral) n'apparaissent pas au même instant du cycle de marche :

- Au milieu de l'appui unipodal (entre 30% et 35% du cycle de marche) alors que le bassin des sujets asymptomatiques est en position neutre (0° d'inclinaison), celui des patients amputés atteint un maximum d'inclinaison homolatérale de 3° .
- Au milieu de la phase oscillante (vers 80% du cycle de marche) alors que le bassin des sujets asymptomatiques est en position neutre (environ 0° d'inclinaison), celui des patients amputés atteint un maximum d'inclinaison controlatérale de 4° .

De plus, le bassin repasse par la position neutre (0° d'inclinaison) :

- En phase d'appui à 20% du cycle de marche,
- En début de phase oscillante à 60% du cycle de marche

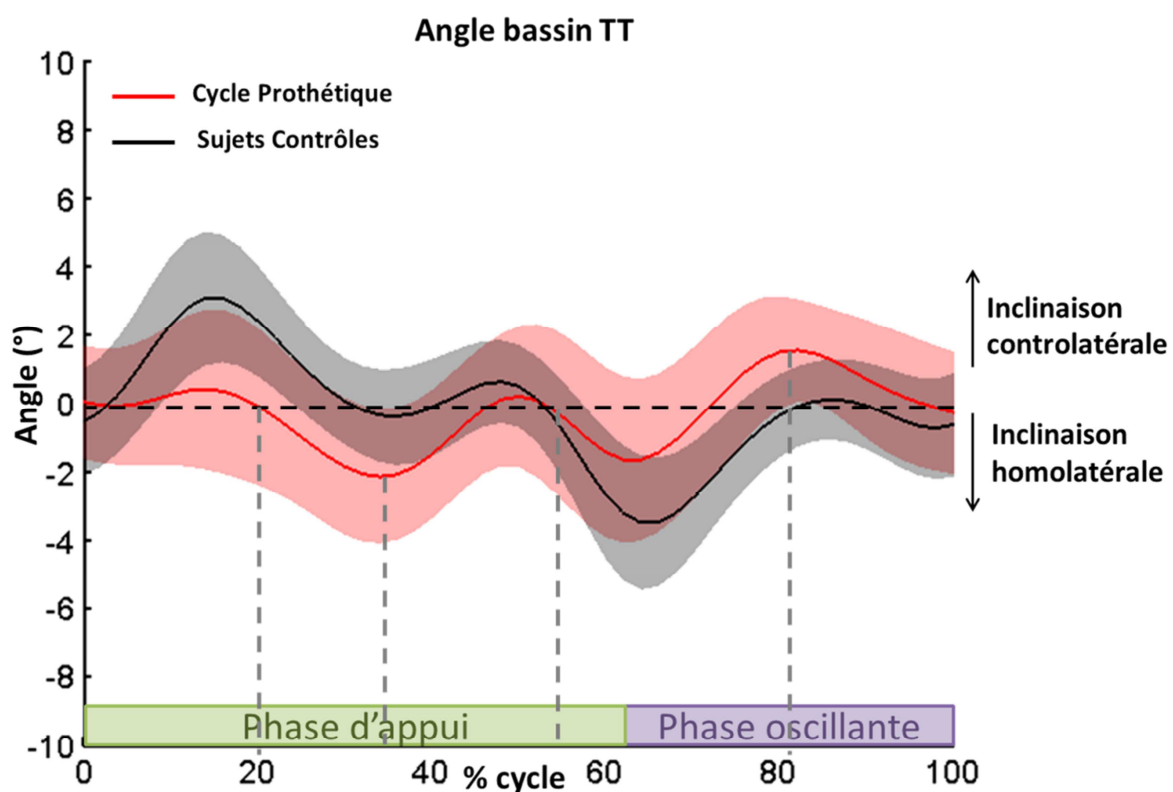


Figure 33 : Corridor d'inclinaison du bassin pendant la locomotion à plat des sujets amputés transtibiaux (TT)

La cinématique du bassin à plat des sujets amputés transtibiaux est différente de celle des sujets asymptomatiques et de celle des sujets amputés transfémoraux. En début de phase d'appui (0-20% du cycle de marche) le bassin des patients amputés transtibiaux est maintenu dans une position proche de la position neutre (0° d'inclinaison). Un pic de 2° d'inclinaison homolatérale est observé en

milieu d'appui unipodal. Le bassin revient en position neutre comme chez les sujets asymptomatiques au moment du second double appui (50% du cycle de marche). En phase oscillante du membre appareillé, le bassin est incliné du côté controlatéral et atteint un pic de 2° à 83% du cycle de marche.

La Figure 34 présente les courbes moyennes du moment articulaire dans le plan frontal à la hanche côté amputé (en rouge), à la hanche côté controlatéral (en bleu) et dans la hanche saine des sujets contrôles (en noir).

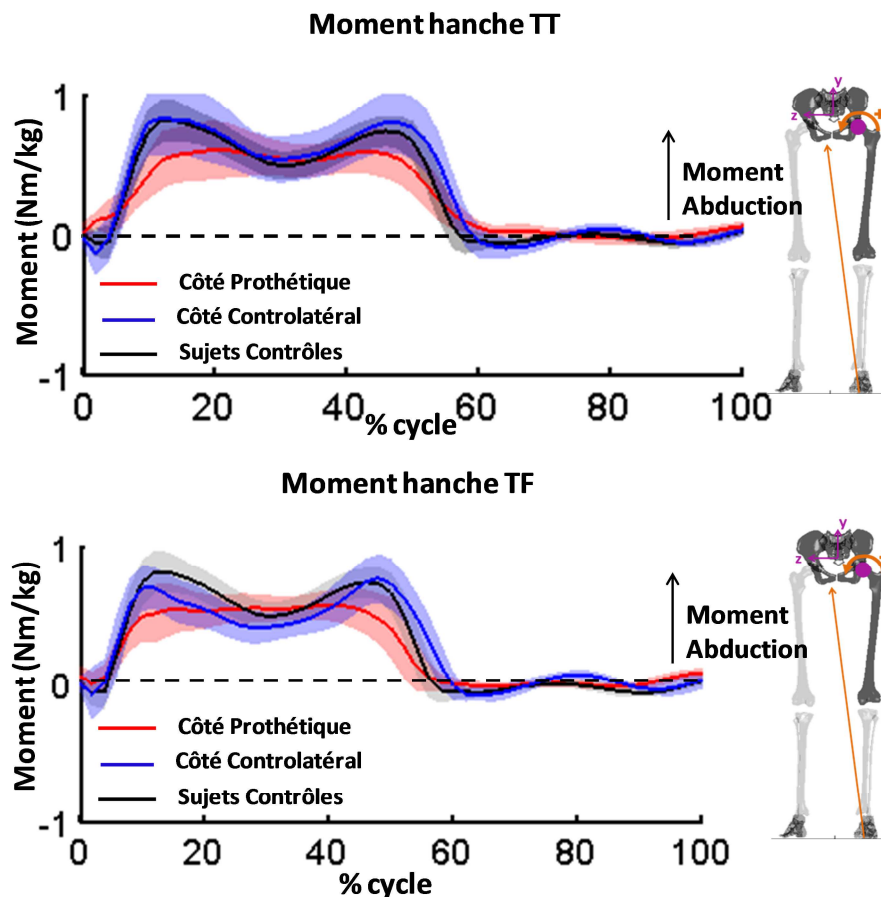


Figure 34 : Moment articulaire d'abduction de hanche du côté prothétique (rouge), du côté controlatéral (bleu) lors de la locomotion à plat des sujets amputés transtibiaux (TT) et transfémoraux (TF). Corridor des sujets contrôles (en noir/gris).

La courbe du moment d'abduction pendant la phase d'appui à la hanche résiduelle atteint un maximum en début d'appui unipodal (vers 12% du cycle de marche) qui est maintenu jusqu'en fin d'appui unipodal (vers 50% du cycle de marche). Cette allure de courbe diffère de ce qui est observé du côté controlatéral et chez les sujets contrôles où deux maxima du moment d'abduction sont atteints au cours des double appuis en début et fin de phase d'appui.

- Analyse des résultats et comparaison à la littérature

Chez les patients amputés transfémoraux, les résultats obtenus concernant l'inclinaison du bassin sont cohérents avec la littérature (Michaud, et al., 2000) (Goujon-Pillet, et al., 2008). L'allure de la courbe d'inclinaison du bassin est similaire à celle présentée par Goujon-Pillet *et al.* (Goujon-Pillet, et

al., 2008). En phase d'appui unipodal le bassin atteint une inclinaison de 4° du côté homolatéral chez les patients amputés transfémoraux. Au contraire chez les sujets contrôles, le bassin est d'abord incliné du côté controlatéral puis en position neutre chez les sujets asymptomatiques : les muscles abducteurs de hanche stabilisent le bassin pendant l'appui unipodal après la chute du bassin du côté du membre inférieur qui débute la phase oscillante (Eng & Winter, 1995). On retiendra l'hypothèse faite dans la littérature selon laquelle le bassin est incliné du côté homolatéral pendant l'appui chez les patients amputés transfémoraux pour compenser la faiblesse des muscles abducteurs de la hanche (Goujon-Pillet, et al., 2008) (Michaud, et al., 2000) (Cappozzo, et al., 1982). Il a été observé que le moment articulaire d'abduction dans la hanche résiduelle est inférieur à celui mesuré dans la hanche controlatérale et dans la hanche des sujets contrôles. Ce résultat, qui est cohérent avec les observations de Chang *et al.* (Chang, et al., 2011) chez douze sujets amputés transfémoraux, montre effectivement que les muscles abducteurs du côté de la hanche résiduelle sont moins sollicités que dans une hanche saine chez les patients amputés transfémoraux pendant l'appui sur le membre appareillé.

Chez les patients amputés transtibiaux, les résultats montrent que pendant la mise en charge du membre appareillé le bassin reste en position neutre. De plus le moment d'abduction à la hanche résiduelle est moins important que du côté controlatéral et à la hanche saine des sujets contrôles. Ce résultat est cohérent avec l'étude de Rueda et al. qui ont mesuré les moments articulaires d'abduction chez quinze sujets amputés transtibiaux déambulant à plat (Rueda, et al., 2013). L'allure de courbe de la cinématique du bassin n'a pu être comparée qu'à celle présentée dans Michaud et al. pour un patient amputé transtibial marchant à une vitesse de 1.4 m/s. Le « pattern » observé dans notre étude est similaire à l'allure de la courbe dans Michaud *et al.* (Michaud, et al., 2000), les pics d'inclinaison étant cependant inférieurs (2° contre 5° dans Michaud *et al.*). Cependant l'amplitude d'inclinaison du bassin augmente avec la vitesse moyenne de marche (Michaud, et al., 2000) (Goujon-Pillet, et al., 2008) et nos patients amputés transtibiaux marchaient à une vitesse moyenne de 1.2±0.2 m/s.

Pendant la phase oscillante du membre appareillé, les courbes cinématiques du bassin dans le plan frontal montrent le phénomène de « l'élévation du bassin » (Cappozzo, et al., 1982). Dans notre étude, l'inclinaison du bassin pendant le passage du pas prothétique est plus importante chez les sujets amputés transfémoraux (environ 4° d'inclinaison controlatérale) que chez les sujets amputés transtibiaux (environ 2° d'inclinaison controlatérale).

2.2.3. VARIABILITE INTER-INDIVIDUELLE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS AMPUTES

Dans la littérature, il apparaît que différentes stratégies de marche peuvent être mises en place par les patients amputés pour sécuriser la locomotion ou compenser des déficits musculaires ou diminuer les douleurs. Smith *et al.* (Smith, et al., 2004) présentent une classification de ces stratégies qualifiées de défauts de marche en distinguant celles qui peuvent être observées chez les patients amputés transtibiaux et chez les patients amputés transfémoraux. L'utilisation de ces stratégies par les patients amputés augmente la variabilité inter-individuelle de la locomotion des patients amputés à plat.

Par exemple, la stratégie du vaulting, stratégie visant à faciliter le passage du pas, n'est pas utilisée par tous les patients amputés transfémoraux. Les courbes cinématiques et dynamiques obtenues au niveau des articulations du membre inférieur controlatéral diffèrent entre les sujets lors de l'utilisation de cette stratégie. Ceci a été montré dans une étude qui a été menée pour identifier les patients amputés transfémoraux utilisant la stratégie du vaulting lors du passage du pas prothétique pendant la locomotion à plat. Cette étude est présentée en Annexe F sous la forme d'un article qui a été soumis à la revue *Clinical Biomechanics* en novembre 2013.

Pour rappel, l'objectif de la thèse est de comprendre la locomotion en situation contraignantes, dans le but d'identifier des indicateurs qui pourraient permettre de faire évoluer la rééducation et les composants prothétiques, développements qui s'adresseront à un groupe de sujets. Comme la variabilité inter-individuelle de la locomotion des sujets amputés de membre inférieur est influencée par l'utilisation de différentes stratégies de marche propres à chaque patient, une compréhension globale mais aussi individuelle de la locomotion en situations contraignantes est nécessaire. Pour analyser la locomotion en situation contraignantes de tous les sujets il apparaît donc judicieux de tenir compte de la locomotion propre à chaque sujet à plat. Ceci amène à penser que la caractérisation des adaptations entre le plat et les situations contraignantes d'un groupe de sujets serait plus intéressante que la caractérisation de locomotion du groupe dans chaque situation.

3. SYNTHÈSE DU CHAPITRE

Une base de données d'envergure par rapport à la littérature (Rusaw & Ramstrand, 2011) (Sagawa, et al., 2011) avec 22 sujets amputés transibiaux, 21 amputés transfémoraux et 30 sujets asymptomatiques a été créée dans le cadre de ces travaux de thèse. La locomotion peut être analysée dans les trois plans de l'espace. De plus, les corridors caractérisant la marche à plat des sujets asymptomatiques de l'étude ont été validés avec la littérature et serviront de référence pour comparer aux situations contraignantes et aux sujets amputés. Cette validation permet également de valider le protocole et les méthodes de traitement mis en place.

L'analyse bibliographique de la locomotion des patients amputés de membre inférieur a permis de montrer que des caractéristiques de marche sont identifiées pour chaque population de patients amputés en fonction du niveau d'amputation (au-dessus ou en dessous du genou). Bien que certaines caractéristiques puissent être identifiées pour chaque groupe de patient, la locomotion des sujets amputés de membre inférieur varie sous l'influence de nombreux facteurs liés notamment à l'appareillage et à la rééducation. Les données obtenues pour décrire la situation de marche sur sol plan horizontal seront utilisées pour calculer les adaptations aux situations contraignantes. La base de données obtenue pour la marche sur sol plan horizontal ayant été validée et analysée, il est maintenant possible de regarder les adaptations des sujets asymptomatiques en situations contraignantes. C'est l'objet du chapitre suivant.

CHAPITRE V : ANALYSE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES : PENTES ET DEVERS

Le but de ce chapitre est de mettre en évidence la difficulté de chaque situation étudiée, d'analyser la locomotion des sujets asymptomatiques par rapport au plat pour connaître les adaptations de référence dans ces situations et de valider les corridors des sujets asymptomatiques de l'étude dans chaque situation par rapport à la littérature. Le chapitre se découpe en deux paragraphes correspondant chacun à une situation de marche : pentes (paragraphe 1) et dévers (paragraphe 2).

Pour chaque situation, à la suite d'une analyse bibliographique sur la locomotion des sujets asymptomatiques dans la situation, le travail personnel réalisé pour la situation est présenté. Pour la pente, une comparaison à la littérature du corridor des sujets asymptomatiques de la base de données a été faite. Pour le dévers, qui a été très peu étudié dans la littérature, une analyse complémentaire de l'adaptation de la locomotion des sujets asymptomatiques au dévers a été menée.

Sommaire du chapitre

1.	<i>Analyse des adaptations des sujets asymptomatiques en pentes</i>	104
1.1.	<i>Analyse bibliographique de la locomotion des sujets asymptomatiques en pentes</i>	104
1.2.	<i>Travail personnel : Création des corridors des sujets asymptomatiques en pente et comparaison à la littérature</i>	107
1.2.1.	<i>Création des corridors de sujets asymptomatiques en pentes</i>	107
1.2.2.	<i>Comparaison à la littérature : Méthode</i>	108
1.2.3.	<i>Comparaison à la littérature : Résultats et Discussion</i>	109
1.3.	<i>Bilan des adaptations des sujets asymptomatiques en pentes</i>	110
2.	<i>Analyse des adaptations des sujets asymptomatiques en dévers</i>	111
2.1.	<i>Analyse bibliographique de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers</i>	111
2.2.	<i>Travail personnel : Analyse de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers</i>	113
2.2.1.	<i>Matériel et Méthodes</i>	113
2.2.2.	<i>Résultats</i>	118
2.2.3.	<i>Discussion</i>	123

1. ANALYSE DES ADAPTATIONS DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN PENTES

1.1. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN PENTES

Est appelée pente une surface plane qui est inclinée par rapport à l'horizontale du repère de mesure dans l'axe de progression de la marche. La locomotion en pente demande de produire l'ascension du centre de masse à la montée et de le freiner à la descente.

Plusieurs équipes ont déjà étudié la locomotion en pente des sujets asymptomatiques (voir Tableau 1 page 12). L'ensemble de ces études permet de décrire les adaptations de la marche pour différentes inclinaisons de pentes en comparaison avec la marche sur sol plan horizontal. Ces auteurs se sont intéressés :

- aux paramètres spatio-temporels ((Kawamura, et al., 1991) (McIntosh, et al., 2006) (Sheehan & Gottschall, 2012),
- à la cinématique des membres inférieurs ((Chumanov, et al., 2008), (Lay, et al., 2006), (Tulchin & Cummings, 2010), (Hansen, et al., 2004), (Hansen, et al., 2004), (Kuster, et al., 1995), (Han, et al., 2009)), du bassin, du tronc et de la tête ((Leroux, et al., 2006), (McIntosh, et al., 2006), (Prentice, et al., 2004), (Han, et al., 2009), (Cromwell, 2003))
- aux moments articulaires ((Lay, et al., 2006), (McIntosh, et al., 2006), (Hansen, et al., 2004), (Kuster, et al., 1995)) et à la puissance articulaire ((Kuster, et al., 1995), (McIntosh, et al., 2006), (Prentice, et al., 2004), (Silder, et al., 2012)) ou au travail mécanique ((Silder, et al., 2012) (Franz & Kram, 2013)) dans les articulations des membres inférieurs
- et à l'activité musculaire ((Chumanov, et al., 2008), (McIntosh, et al., 2006), (Leroux, et al., 1999), (Franz & Kram, 2012), (Silder, et al., 2012), (Gottschall, et al., 2012)).

En montée de pente, des adaptations sont observées aux trois articulations du membre inférieur dans le plan sagittal. A l'attaque du pas (0% du cycle de marche), des augmentations simultanées de la dorsiflexion de cheville et de la flexion de genou et de hanche par rapport au plat sont observées (Figure 35 b, Figure 36). De plus, la composante antéropostérieure de la résultante des efforts de réaction du sol dans le repère de la surface de marche est plus faible qu'à plat à cet instant du cycle, puisque les sujets ne freinent pas comme à plat. En milieu de phase d'appui un pic de puissance générée à la hanche est observé (Figure 35 d-e et Figure 37). En fin d'appui, la composante normale au plan incliné de la résultante des efforts de réaction du sol augmente par rapport au plat ainsi que le moment articulaire de plantiflexion et la puissance générée à la cheville, traduisant la propulsion pour favoriser l'ascension (Figure 35 f et Figure 37). Ainsi l'adaptation en propulsion pour monter la pente se fait d'abord à la hanche pendant l'appui unipodal, puis à la cheville pendant l'appui bipodal (Figure 37). Enfin, en phase oscillante une augmentation de la dorsiflexion de cheville et de la flexion du genou et de la hanche assure le passage du pas et prépare l'attaque du pas suivant (Figure 35 a et Figure 36).

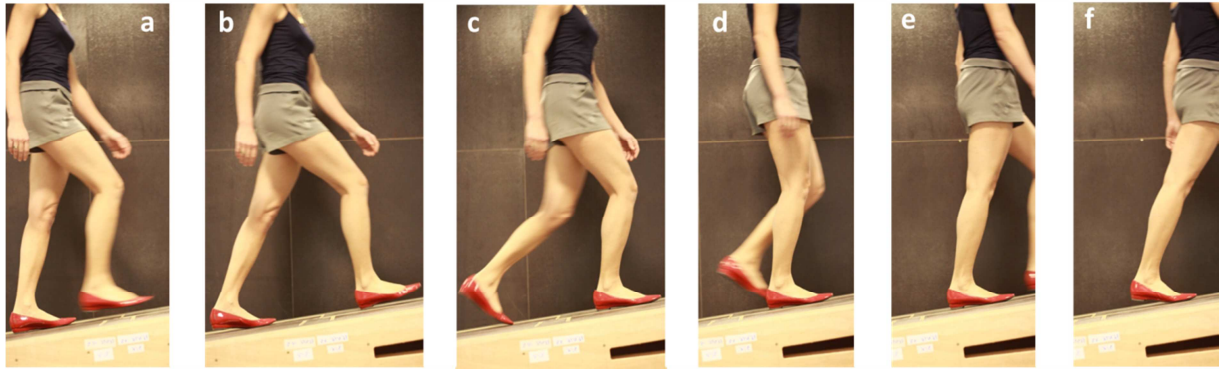


Figure 35 : Montée de pente d'un sujet asymptotique. Chaque image correspond à un instant du cycle de marche du membre inférieur gauche : a) préparation cinématique en fin de phase oscillante. b) attaque du pas. c) fin d'appui bipodal. d) appui unipodal. e) début de la propulsion à la hanche en fin d'appui unipodal. f) appui bipodal propulsion à la cheville.

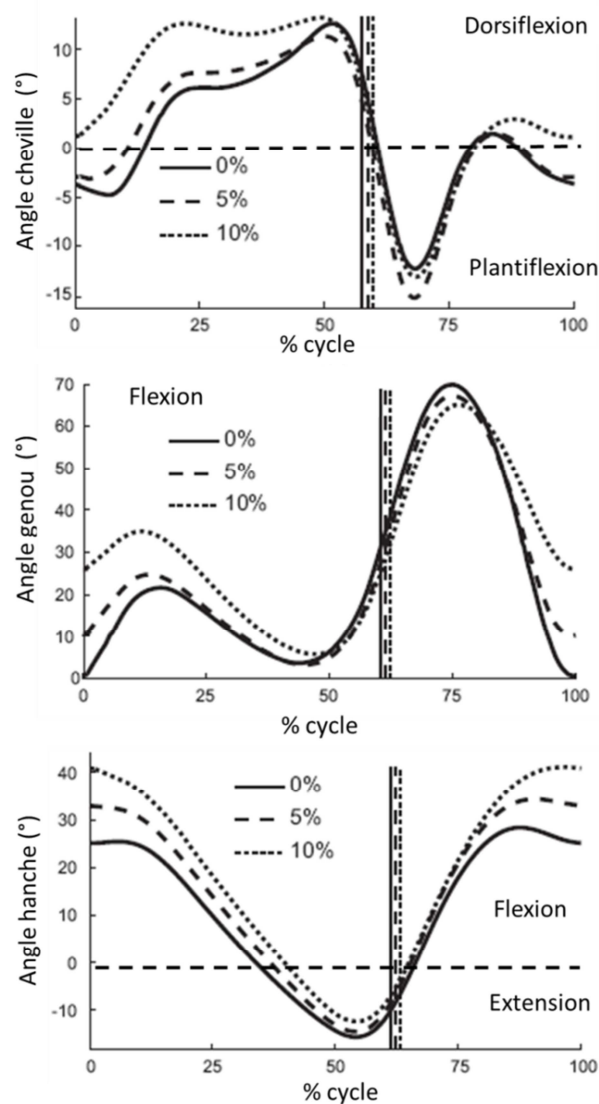


Figure 36 : Angle de cheville, genou et hanche dans le plan sagittal à plat et en montée de pente inclinée à 5% et 10% de 16 sujets asymptotiques. Adapté de (Silder, et al., 2012).

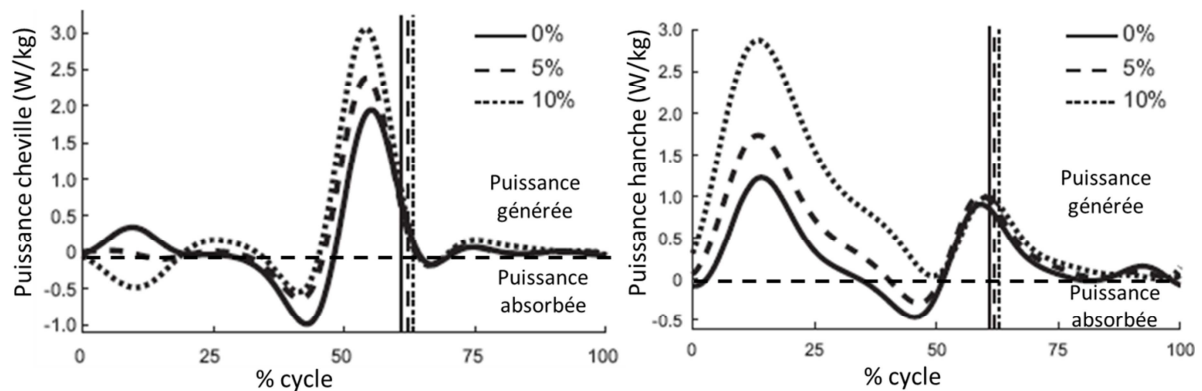


Figure 37 : Puissance articulaire de cheville (à gauche) et de hanche (à droite) dans le plan sagittal à plat et en montée de pente 5% et 10% pour un groupe de 16 sujets asymptomatiques. Adapté de (Silder, et al., 2012).

En descente de pente, c'est le freinage qui demande le plus d'adaptation par rapport au plat. A l'attaque du pas les composantes normale et antéropostérieure de la résultante des efforts de réaction du sol augmentent en début d'appui par rapport au plat, traduisant l'impact du membre avec le sol. C'est au genou dans le plan sagittal que se font les principales adaptations pour descendre la pente. Le genou absorbe davantage de puissance que pendant la marche à plat, en particulier au début de l'appui unipodal (Figure 38 b). Pendant toute la phase d'appui le genou est soumis à un moment externe de flexion, créant un moment articulaire d'extension (Figure 38 b c d et Figure 39). De plus la flexion du genou est augmentée (Figure 39). Ceci permet d'abaisser le centre de gravité et de faciliter le contact du membre controlatéral en fin de phase oscillante (Figure 38 d). En fin d'appui, un pic plus faible lors de la propulsion est observé au niveau de la résultante des efforts de réaction du sol (le second maximum de la courbe est plus faible qu'à plat), s'accompagnant d'une augmentation de la dorsiflexion de cheville (Figure 38 d). Enfin, en descente de pente l'amplitude de mouvement de hanche est réduite par rapport au plat.

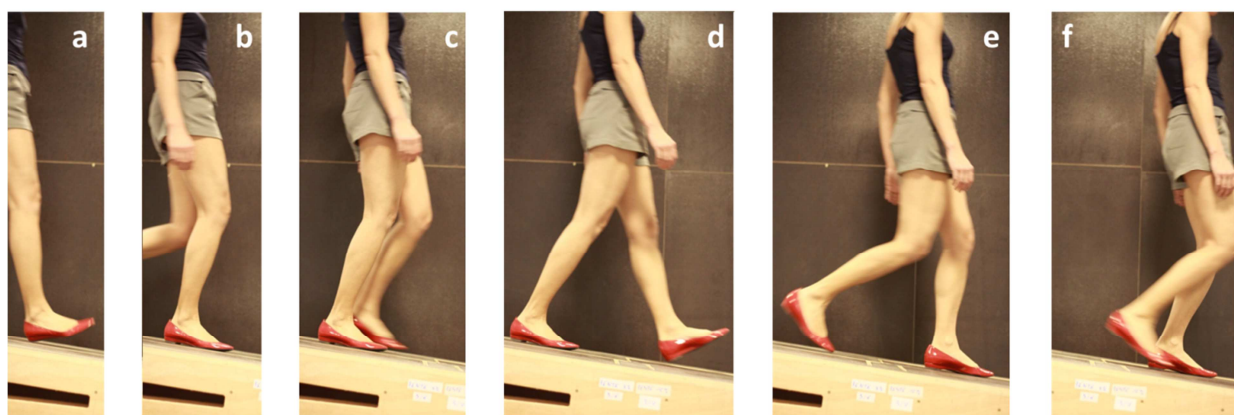


Figure 38 : Descente de pente d'un sujet asymptomatique. Chaque image correspond à un instant du cycle de marche du **membre inférieur gauche** : a) attaque du pas. b) début d'appui unipodal. c) milieu d'appui unipodal. d) fin d'appui unipodal. e) début de phase oscillante. f) phase oscillante.

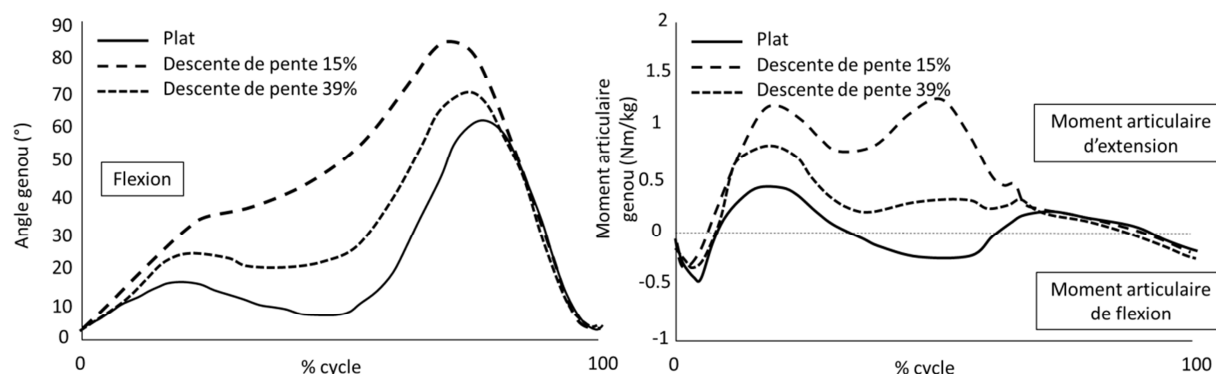


Figure 39 : Angle et moment articulaire de genou à plat et en descente de pente. Adapté de (Lay, et al., 2006).

La locomotion en pente modifie également les mouvements du bassin et du tronc. Dans le plan sagittal, le bassin et le tronc sont inclinés davantage vers l'avant en montée et vers l'arrière en descente qu'à plat par rapport à l'axe vertical du repère de mesure (Prentice, et al., 2004). L'inclinaison controlatérale du bassin en début d'appui vers le membre oscillant diminue en montée de pente et augmente en descente de pente.

En résumé, les études montrent que les adaptations pour la marche sur sol plan incliné se font principalement dans le plan sagittal au niveau des articulations des membres inférieurs. De plus, elles sont amplifiées avec l'inclinaison de la pente (McIntosh, et al., 2006) (Prentice, et al., 2004) (Lay, et al., 2006) (Leroux, et al., 2006) (Han, et al., 2009). La locomotion en pente faible (5%) est proche de celle observée à plat. En pente forte (10%-15%), le comportement des articulations est très différent du plat, en particulier pendant la montée. En effet, une perte de l'extension du genou et de la plantiflexion de cheville est observée en phase d'appui en montée de pente par rapport au plat (Figure 36). A partir d'inclinaisons très fortes (supérieures à 16° soit 29%), il a été montré que des adaptations sont mises en place également dans le plan frontal en montée de pente (Han, et al., 2009).

1.2. TRAVAIL PERSONNEL : CREATION DES CORRIDORS DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN PENTES ET COMPARAISON A LA LITTERATURE

1.2.1. CREATION DES CORRIDORS DE SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN PENTES

Afin de créer des corridors avec le plus de sujets possibles⁷, deux groupes de sujets ont été formés à partir de la population de la base de données pour être comparée à Lay *et al.* (Lay, et al., 2006). Les personnes évaluées à plat et sur la pente 5% et les personnes passées à plat et sur la pente 12%. La description de ces groupes est donnée dans le Tableau 32.

⁷ Certains sujets n'ont pas de données (dispositif non disponible, manque de temps) ou pas de données exploitables (pertes de marqueurs, données des PFF inexploitables) dans une situation.

	Plat/Pente5%	Plat/Pente12%
Population	29 sujets (10 F, 19 H)	23 sujets (7 F, 16 H)
Âge	42 ans +/- 19 ans	39 ans +/- 18 ans
Taille	173 cm +/- 10 cm	175 cm +/- 10 cm
Poids	69kg +/-14 kg	70kg +/-14 kg

Tableau 32 : Caractéristiques des groupes de sujets pour la comparaison à la littérature

1.2.2. COMPARAISON A LA LITTERATURE : METHODE

La plupart des études qui décrivent la locomotion en pente pour une population de sujets asymptomatiques présentent les résultats biomécaniques sous forme de courbes normalisées en fonction du cycle de marche. Ce sont en particulier les courbes dans le plan sagittal des angles, moments et puissances des articulations du membre inférieur qui sont représentées. Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) présentent 17 paramètres quantifiés à partir de ces courbes obtenues avec une population de 9 sujets asymptomatiques (âge moyen 24 ans) marchant à plat, et sur des pentes inclinées à 15% et 39%. Deux paramètres spatio-temporels (temps de cycle et temps d'appui) et les maxima des composantes antéro-postérieure et normale de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol sont également quantifiés dans les trois conditions.

Pour chaque sujet asymptomatique ayant marché à plat et en pente, ces paramètres ont été calculés sur la courbe moyenne des passages du sujet dans chaque situation (plat, montée, descente). De plus, pour chaque paramètre, les variations entre la montée et le plat et entre la descente et le plat ont été calculées pour caractériser les adaptations de ce sujet. Ensuite pour chaque grandeur calculée, une moyenne (et son écart-type) a été faite sur tous les sujets de chaque groupe (Tableau 32).

Pour compléter cette analyse en montée de pente, les pics de puissance articulaire dans le plan sagittal dans la cheville et la hanche ont été comparés à ceux identifiés par Silder *et al.* (Silder, et al., 2012) sur une population de 16 sujets asymptomatiques (âge : 33±8 ans) ayant déambulé à plat et sur un tapis roulant incliné à +5% et +10%.

Comme Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) et Silder *et al.* (Silder, et al., 2012) ne calculent pas directement les variations des paramètres entre le plat et la condition de marche (montée ou descente), celles-ci ont été estimées pour chaque inclinaison en effectuant les différences à partir des moyennes présentées dans les articles.

Il faut noter que les corridors des sujets asymptomatiques obtenus dans la base de données sont comparés à deux études (Lay, et al., 2006) (Silder, et al., 2012) dans lesquelles la vitesse de marche était constante et imposée à plat et dans les différentes inclinaisons de pente. Cependant, dans notre étude, une vitesse de marche confortable était choisie par les sujets et variait entre les situations.

L'ensemble des courbes, des paramètres et variations est présenté en Annexe D.3.

1.2.3. COMPARAISON A LA LITTÉRATURE : RESULTATS ET DISCUSSION

Les comparaisons montrent que les adaptations du groupe de référence sont cohérentes avec celles de Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) et Silder *et al.* (Silder, et al., 2012), et plus généralement avec ce qui est décrit dans la littérature. Des différences dans les valeurs des paramètres sont observées mais cela s'explique par les différences de conditions de vitesse et d'inclinaisons des pentes entre les différentes études. Pour toutes les adaptations, plus la pente est inclinée et plus les adaptations sont importantes. Ce phénomène est retrouvé dans les tableaux où l'on y présente les valeurs des paramètres pour les pentes à 5%, 12% et 15%, 39% (Lay, et al., 2006) et 5% et 10% (Silder, et al., 2012).

Montée de pente

Tout d'abord, en montée de pente (Annexe D.3.1), des adaptations similaires à Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) sont retrouvées, ainsi que l'influence de l'inclinaison de la pente. A l'attaque du pas sont effectivement observés un décalage de la position de la cheville à 0% du cycle vers la dorsiflexion (avec la diminution de l'angle de plantiflexion de $-1\pm 3^\circ$ (pente 5%), $-6\pm 3^\circ$ (pente 12%), -5° (pente 15%, (Lay, et al., 2006)), une augmentation de la flexion de genou (pente 5% : $+4\pm 3^\circ$, pente 12% : $+21\pm 3^\circ$, pente 15% (Lay, et al., 2006) : $+18^\circ$) et une augmentation de la flexion de hanche (pente 5% : $+5\pm 3^\circ$, pente 12% : $+18\pm 5^\circ$, pente 15% (Lay, et al., 2006) : $+17^\circ$). Dans notre étude, les variations sont plus importantes pour la pente 12% que pour la pente à 5%.

Pour faciliter la montée de la pente on retrouve, en appui unipodal, une augmentation du pic de puissance générée à la hanche de $+0.3\pm 0.3$ W/kg en pente 5% et de $+0.8\pm 0.4$ W/kg en pente 12%, et en fin d'appui, une augmentation du pic de puissance générée à la cheville de 0.4 ± 0.5 W/kg en pente 5% et de 0.7 ± 0.8 W/kg en pente 12%. Les pics de puissance générée augmentent avec l'inclinaison de la pente.

Ces valeurs sont du même ordre de grandeur que les variations calculées à partir des valeurs à plat et en montée de pente 5% dans l'étude de Silder *et al.* (Silder, et al., 2012), qui sont pour la hanche en début d'appui de $+0.6$ W/kg, pour la cheville en fin d'appui de $+0.5$ W/kg sur une pente à 5%. Les variations obtenues sur notre base de données pour la pente inclinée à 12% sont inférieures à celles obtenues dans l'étude de Silder *et al.* (Silder, et al., 2012) en montée de pente 10% ($+2.0$ W/kg d'augmentation du pic de puissance générée à la hanche en début d'appui et $+1.35$ W/kg d'augmentation du pic de puissance générée pour la cheville en fin d'appui). Cette différence pourrait s'expliquer par la différence de conditions de vitesse de marche entre notre étude et celle de Silder *et al.* (Silder, et al., 2012). Alors que dans notre étude une réduction de vitesse est observée entre plat et la montée de pente 12% (-0.10 ± 0.13 m/s), les sujets dans l'étude de Silder *et al.* (Silder, et al., 2012) marchent à une vitesse constante entre les conditions de plat et de montée de pente (en moyenne 1.29 ± 0.11 m/s), vitesse choisie comme confortable à plat et imposée par le tapis roulant.

Descente de pente

En descente de pente (Annexe D.3.2.), on retrouve la même augmentation du premier maximum de l'effort normal à la pente à l'attaque du talon de $1,3 \pm 0,81$ N/kg (soit environ 13 ± 8 %poids) que Lay *et al.* (Lay, et al., 2006). De plus, pendant l'appui unipodal les adaptations au genou reflètent bien ce qui est rapporté dans la littérature. On retrouve une augmentation de la flexion de genou à 50% du cycle de marche (pente 5% : $+3 \pm 3^\circ$, pente 12% : $+15 \pm 7^\circ$, pente 15% (Lay, et al., 2006): $+17^\circ$, pente 39% (Lay, et al., 2006): $+45^\circ$), une augmentation du maximum du moment articulaire d'extension de genou en appui (pente 5% : $+0.1 \pm 0.2$ Nm/kg, pente 12% : $+0.5 \pm 0.3$ Nm/kg, pente 15% (Lay, et al., 2006): $+0.4$ Nm/kg, pente 39% (Lay, et al., 2006): $+0.7$ Nm/kg) qui augmentent avec l'inclinaison de la pente. De même on retrouve une diminution de la flexion de hanche qui évolue avec les inclinaisons.

En ce qui concerne les paramètres spatio-temporels, les temps de cycle et d'appui sont allongés entre le plat et la pente et la vitesse diminue en montée et en descente (de 1,34 m/s à plat à environ 1,26 m/s en pente 5% et 12%). Ces adaptations sont différentes de Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) qui ne trouvent pas de différences entre le plat et la pente. Cependant le protocole de l'étude de Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) était fait pour éliminer les différences de vitesse de marche entre les conditions (en éliminant les essais où le temps d'appui en pente n'était pas dans un intervalle de plus ou moins 5% de la valeur moyenne à plat).

1.3. BILAN DES ADAPTATIONS DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN PENTES

Les adaptations décrites dans la littérature pour la montée et la descente de pente sont donc retrouvées dans les données du groupe de référence. On retrouve également que les adaptations sont dépendantes de l'inclinaison de la pente. Dans des pentes faiblement inclinées (5%) la locomotion reste proche de celle observée à plat. Au contraire, des adaptations majeures sont mises en place pour la locomotion en pente fortement inclinée (12%). Les adaptations à la pente se font surtout par une augmentation de la puissance générée à la hanche à la montée et du moment articulaire d'extension du genou à la descente. Ainsi, dans le cas de déficits musculaires des extenseurs de hanche des compensations devront être mises en place pour monter une pente. De même en cas de faiblesse ou même d'absence d'extenseurs de genoux, l'amortissement apporté par le genou pendant la descente de pente devra être suppléé ou compensé. Enfin, la cheville saine a un rôle actif dans l'adaptation à la montée de pente, en particulier pour la mise à plat du pied, la propulsion et le passage du pas. Ces fonctions seront importantes pour l'étude de la marche des personnes amputées en pente.

2. ANALYSE DES ADAPTATIONS DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN DEVERS

2.1. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN DEVERS

Le dévers est une pente latérale. La surface de marche est inclinée perpendiculairement à la ligne de progression de la marche. On distingue un côté amont qui est la partie la plus haute et un côté aval qui est la partie la plus basse (Figure 40).

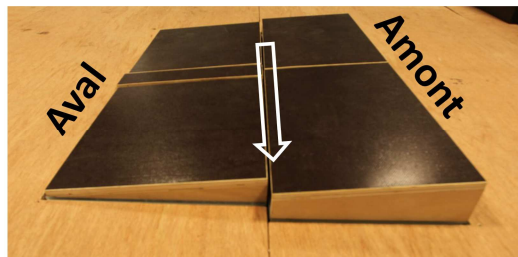


Figure 40 : Représentation du dévers

Les dévers sont rencontrés quotidiennement en ville ou à la campagne. En effet, beaucoup de rues et trottoirs sont inclinés de quelques degrés pour permettre l'écoulement des eaux de pluies et peuvent être inclinés de 10 à 18% (6 à 10°) pour les sorties de garage. La locomotion dans cette situation a été très peu étudiée dans la littérature (Urry, 1999) (Urry, 2002) (Dixon & Pearsall, 2010) (Damavandi, et al., 2010) (Dixon, et al., 2011) (Damavandi, et al., 2012). La difficulté de la situation provient de l'inclinaison de la surface d'appui.

D'une part, cette inclinaison induit une différence de hauteur entre la partie amont et la partie aval. Celle-ci peut être estimée à 1.6 cm pour une largeur de pas de 15 cm sur un dévers incliné à 10% (6°). D'après Walsh *et al.* (Walsh, et al., 2000), une différence de longueur des membres inférieurs supérieure à 0.5 cm entraîne des compensations au cours de la marche, en particulier, pour le passage du pas pendant la phase oscillante et pour le transfert de poids lors du double appui sur le membre qui prend l'appui à l'attaque du pas. Dans toute la suite du document, le raccourci « différence de hauteur des membres » sera utilisé pour désigner l'écart de hauteur qui doit être compensée lorsque les membres inférieurs sont en appui bipodal l'un en amont, l'autre en aval, ou lors de la phase oscillante du membre inférieur en amont (Figure 41). En effet, au cours de la phase oscillante du membre en amont, le dévers constitue un obstacle qui induit potentiellement, en l'absence d'adaptation, une diminution de la distance entre le pied et le sol propice au trébuchement.

D'autre part, la géométrie du sol nécessite une adaptation du membre inférieur en appui sur cette surface, dans le but d'assurer la plus grande surface de contact entre le pied et le sol. (Figure 41).

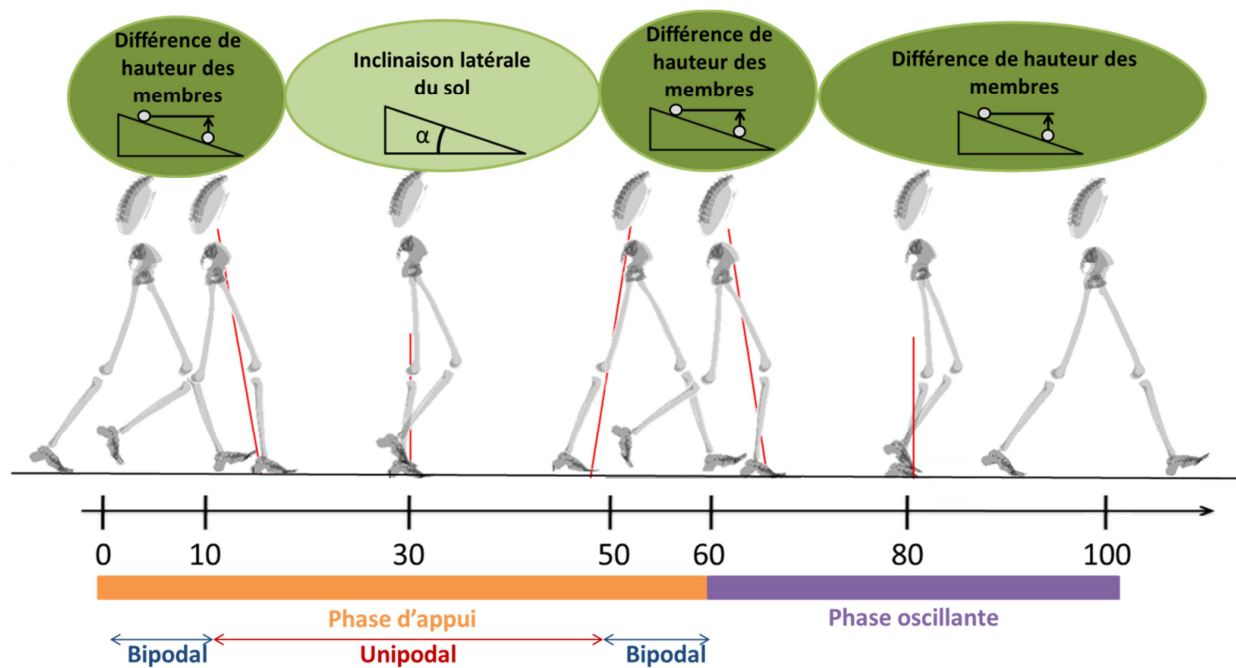


Figure 41 : Représentation schématique du cycle de marche et des difficultés causées par le dévers

Urry (Urry, 2002) a étudié la modification des pressions sous les pieds de 30 sujets jeunes et en bonne santé pendant la marche en dévers. Il montre qu'à partir d'une inclinaison de 2° du dévers, les pressions sous les pieds sont modifiées ce qui peut être important pour les personnes souffrant de diabète et sujets à des ulcères plantaires. En particulier, pour un dévers à 10% (6°), en amont du dévers la pression sous la tête du 5^{ème} métatarsien augmente significativement et elle diminue significativement sous la tête du 1^{er} métatarsien et sous les deux phalanges du 1^{er} orteil. En aval du dévers incliné à 10% (6°), la pression augmente significativement sous les têtes des 1^{er}, 2nd et 4^{ème} métatarsiens. D'après Urry (Urry, 2002), ces résultats doivent être complétés par une étude mesurant la cinématique de pied et de cheville et les efforts appliqués sur les pieds en dévers.

Dans la littérature, seule l'équipe de Dixon et collaborateurs a étudié plus globalement la locomotion en dévers chez les sujets asymptotiques. Les quatre études publiées s'intéressent à l'adaptation au dévers de la marche et de la course d'une population de 9-10 sujets jeunes et actifs (25±8ans, 175±7cm, 69±9kg (Damavandi, et al., 2010) (Dixon, et al., 2011) (Damavandi, et al., 2012) et 23±3ans, 182±7cm, 77±8kg (Dixon & Pearsall, 2010)) déambulant pieds nus. Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010) présentent une étude globale de la marche en dévers. Par le calcul de la cinématique et de la dynamique des articulations des membres inférieurs, ils montrent que pour s'adapter, les sujets asymptotiques modifient les longueurs fonctionnelles des membres (en allongeant le membre aval et raccourcissant le membre amont), en augmentant le maximum de dorsiflexion de cheville en amont et en le diminuant en aval par rapport au plat et en réduisant la largeur des pas (Dixon & Pearsall, 2010). De plus, la composante médio-latérale dans le plan du dévers des efforts de réaction du sol augmente latéralement sur le pied amont et médialement sur le pied aval (Damavandi, et al., 2012). En outre, des adaptations asymétriques de la cinématique de cheville et de hanche dans le plan frontal ont été décrites entre le plat et le dévers (Dixon & Pearsall, 2010). En particulier, Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010) ont montré que par rapport au plat, le valgus de

cheville et l'adduction de hanche augmentent pour le membre en amont et diminuent pour le membre en aval. Alors que Walsh *et al.* (Walsh, et al., 2000) soulignent que la modification de l'inclinaison du bassin est la principale compensation chez les patients ayant une différence de longueur entre les membres inférieurs, aucune adaptation de la cinématique de bassin dans le plan frontal n'a été observée entre le dévers et le plat, malgré la différence de hauteur induite entre les membres inférieurs (Dixon & Pearsall, 2010).

Les autres auteurs s'étant intéressés au dévers se sont focalisés sur la course en dévers (O'Connor & Hamill, 2002) (Willwacher, et al., 2013) et la locomotion dans les ballastes de chemins de fer, terrains irréguliers caillouteux et inclinés en dévers (Andres, et al., 2005). Ces auteurs retrouvent la mobilité plus importante de la cheville dans le plan frontal par rapport au plat.

D'après la littérature, il semble que les sujets asymptomatiques absorbent l'inclinaison latérale uniquement avec les membres inférieurs. Cette hypothèse doit être vérifiée et les études existantes complétées afin d'établir une référence permettant la comparaison aux sujets amputés de membre inférieur. En effet, ces études portent sur une population très jeune comparée à la population des personnes amputées de membre inférieur. De plus, les sujets de l'étude de Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010) marchent pieds nus alors que l'analyse de la marche des personnes amputées s'effectue lorsqu'elles sont chaussées, dans les mêmes conditions de chaussage que lors de l'alignement de la prothèse.

Cette partie des travaux de thèse a donc pour but d'analyser la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers. Comme la perturbation induite par l'inclinaison du sol est dans le plan frontal, on fait l'hypothèse que des modifications de la cinématique et de la dynamique vont intervenir dans le plan frontal. Ces modifications permettent-elles aux sujets asymptomatiques de s'adapter principalement dans ce plan au dévers ou sont-elles complétées par d'autres compensations ?

2.2. TRAVAIL PERSONNEL : ANALYSE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN DEVERS

2.2.1. MATERIEL ET METHODES

L'étude a été menée sur une population de 17 sujets asymptomatiques (8 femmes, 11 hommes, âge : 48 ± 18 ans, taille : 171 ± 10 cm, poids : 67 ± 12 kg) en situation de marche à plat et en dévers.

Ce paragraphe présente les paramètres biomécaniques qui seront utilisés dans cette étude pour analyser, comprendre et décrire les adaptations en dévers des sujets asymptomatiques.

2.2.1.1. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

La vitesse de marche, la longueur et la largeur de pas ont été calculés. La méthode de calcul de ces paramètres est détaillée en Annexe C.2.

2.2.1.2. RESULTANTE DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

L'effort de réaction du sol est projeté dans deux repères différents représentés Figure 42. Un repère global R_{global} (X_o , Y_o , Z_o) est destiné à appréhender la dynamique du centre de gravité du corps et un repère associé à la surface de la situation $R_{situation}$ (X_I , Y_I , Z_I) permet de définir les efforts ressentis au niveau du pied. Ces deux repères sont invariants dans le temps. Pendant un passage à plat ces deux repères sont confondus.

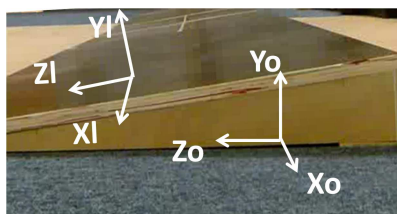


Figure 42 : Repères $R_{situation}$ (X_I , Y_I , Z_I) et R_{global} (X_o , Y_o , Z_o) de projection des efforts pour un passage en dévers

Le Tableau 33 détaille les paramètres retenus, descripteurs des courbes des composantes de l'effort de réaction du sol obtenues.

REPERE R _{global}		REPERE R _{situation}	Paramètres	
AXES	X _o LONGITUDINAL	X _I LONGITUDINAL	Minimum	indice
			Maximum	indice
	Y _o NORMAL (VERTICAL)	Y _I NORMAL	1 ^{er} maximum	indice
			Minimum	indice
			2 ^{ème} maximum	indice
	Z _o MEDIO-LATERAL	Z _I MEDIO-LATERAL	1 ^{er} maximum	indice
			Minimum	indice
			2 ^{ème} maximum	indice

Tableau 33 : Paramètres calculés sur les courbes d'efforts dans les repères R_{global} et $R_{situation}$

2.2.1.3. PARAMETRES CINEMATIQUES ET DYNAMIQUES

Les paramètres biomécaniques retenus comme descripteurs des courbes cinématiques et dynamiques dans le plan frontal et dans le plan sagittal, pour analyser, comprendre et décrire les adaptations en dévers des sujets asymptomatiques, sont présentés dans les Figure 43, Figure 44 et Figure 45.

2.2.1.4. STATISTIQUES

Pour évaluer si les trois conditions, « plat », « amont » et « aval », ont un effet sur les paramètres biomécaniques, le test non paramétrique de Friedman de comparaisons de plusieurs échantillons appariés a été réalisé sur les données. Lorsque ce test statistique révélait un effet significatif ($p < 0.05$) pour un paramètre donné, un test post-hoc de Tukey-Kramer sur les rangs a ensuite été mené pour identifier les différences significatives ($\alpha = 0.05$) entre les valeurs moyennes de ce paramètre selon les différentes conditions.

PLAN FRONTAL ARTICULATIONS

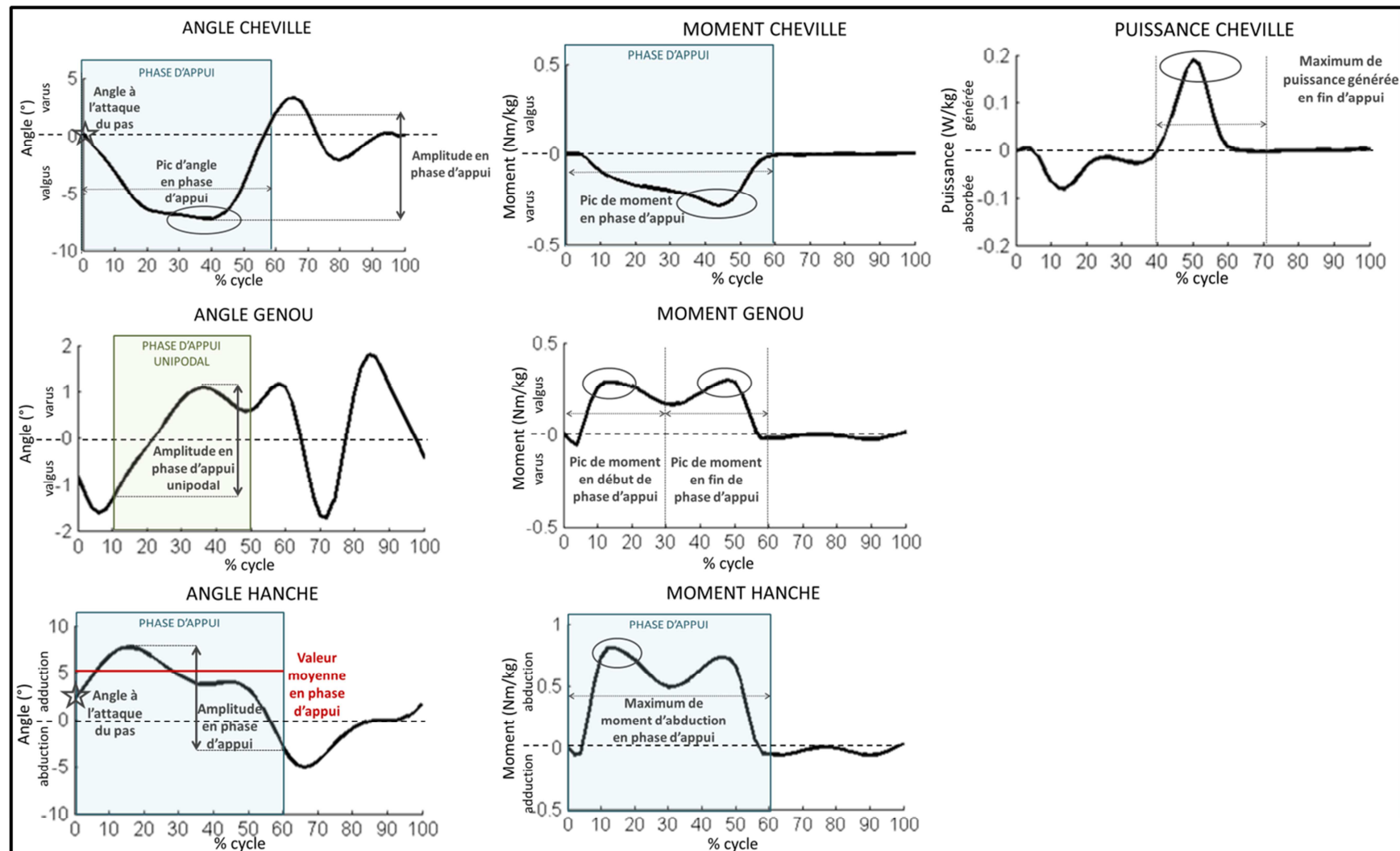


Figure 43 : Paramètres retenus pour décrire les courbes cinématique et dynamique des articulations de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan frontal (courbes moyennes des sujets asymptomatiques à plat)

PLAN FRONTAL SEGMENTS

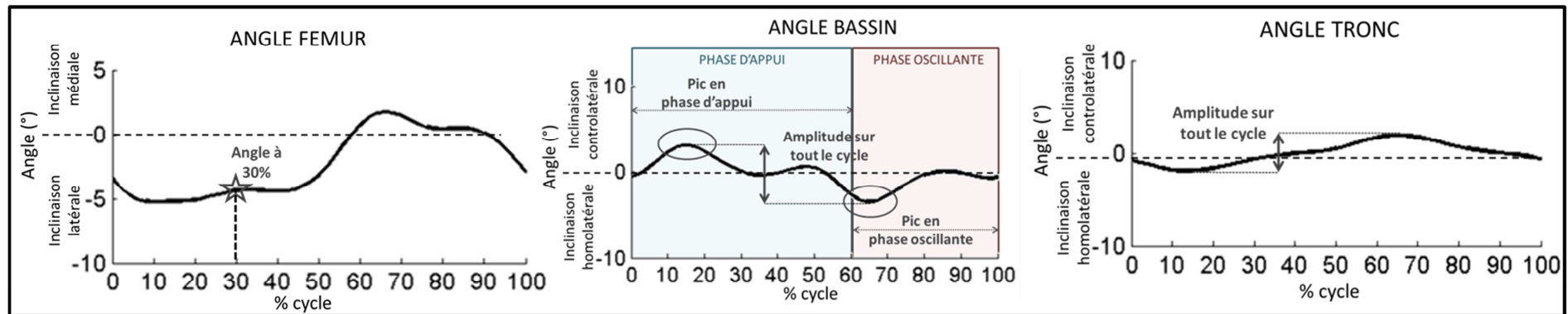


Figure 44 : Paramètres retenus pour décrire les courbes des angles des segments fémur, bassin et tronc dans le plan frontal (courbes moyenne des sujets asymptomatiques à plat)

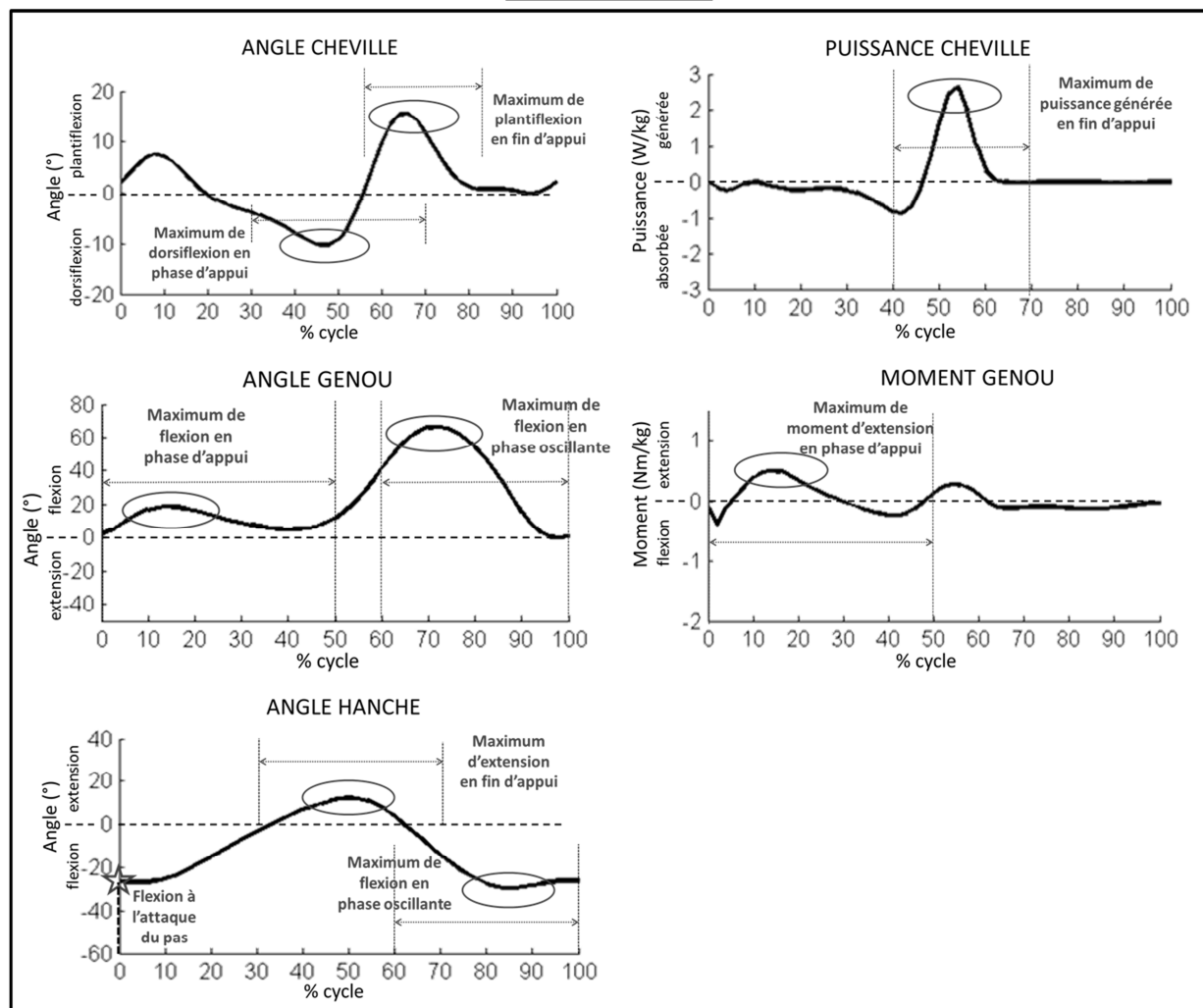
PLAN SAGITTAL

Figure 45: Paramètres retenus pour décrire les courbes d'angle de la cheville, du genou et de la hanche, du moment articulaire de genou et de la puissance articulaire de cheville dans le plan sagittal (courbes moyenne des sujets asymptomatiques à plat).

2.2.2. RESULTATS

2.2.2.1. ADAPTATIONS SPATIO-TEMPORELLES

Les résultats présentés dans le Tableau 34 indiquent que la vitesse de marche diminue significativement entre le plat et le dévers. La diminution de la longueur de pas est significative lorsque le pied en aval prend l'appui. La largeur de pas n'est pas modifiée en dévers.

	Plat		Dévers		Adaptation dévers /plat Variation des paramètres	
	moy	std	moy	std	moy	std
Vitesse (m/s)	1.28	0.12	1.12*	0.14	-0.16*	0.12
Longueur du pas amont (m)	0.65	0.06	0.62	0.06	-0.03	0.03
Longueur du pas aval (m)			0.60*	0.06	-0.04*	0.03
Largeur du pas amont (m)	0.13	0.03	0.14	0.04	0.00	0.03
Largeur du pas aval (m)			0.14	0.04	0.00	0.02

Tableau 34 : Paramètres spatio-temporels calculés pendant la marche à plat et en dévers des sujets asymptomatiques

(* indique les différences significatives avec le plat avec $p < 0.05$). Moy = moyenne, Std = écart-type.

2.2.2.2. RESULTANTE DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

La Figure 46 et la Figure 47 présentent les courbes des composantes de la résultante des efforts de réaction du sol projeté dans le repère R_{global} et dans le repère $R_{situation}$. A plat, la projection de la résultante des efforts dans R_{global} et dans $R_{situation}$ est la même puisque les deux repères sont confondus. Une étoile indique que le paramètre calculé est significativement différent entre le plat et la condition amont (Figure 46) ou aval (Figure 47). Toutes les valeurs des paramètres calculés à partir des courbes de l'effort de réaction du sol sont présentées en AnnexeD.4.1.

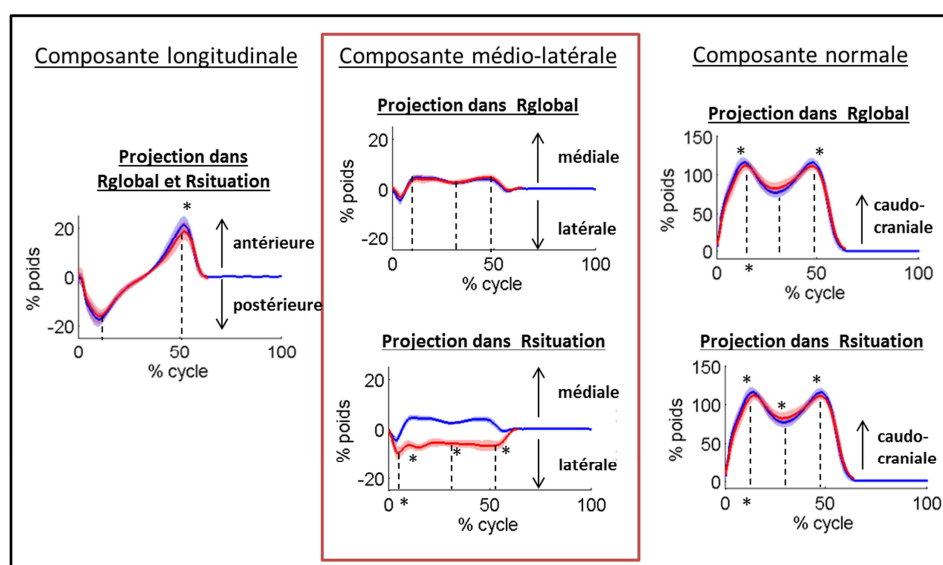


Figure 46 : Composantes de la résultante des efforts de réaction du sol projetée dans le repère R_{global} et le repère $R_{situation}$ à plat (en bleu) et en amont (en rouge) des sujets asymptomatiques (* indique les différences significatives avec le plat avec $p < 0.05$).

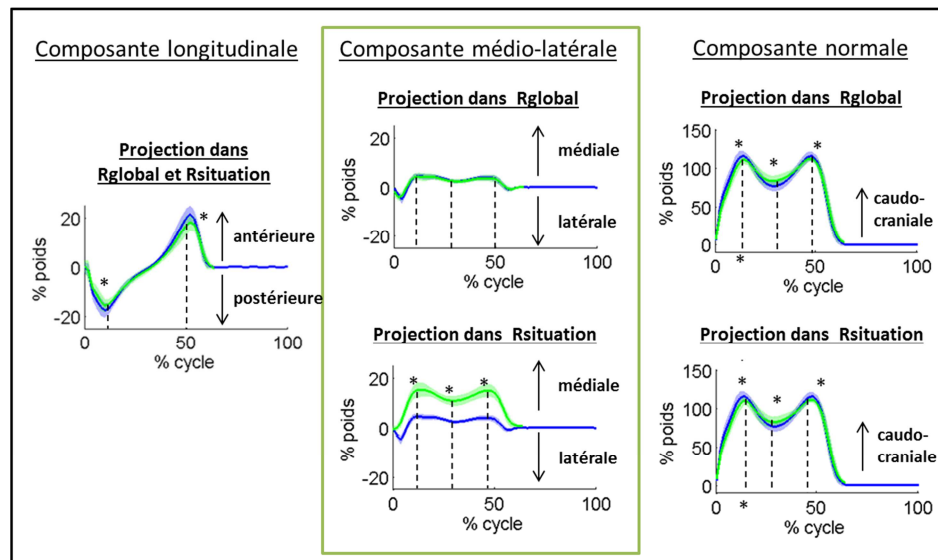


Figure 47 : Composantes de la résultante des efforts de réaction du sol projetée dans R_{global} et dans $R_{situation}$ à plat (en bleu) et en aval (en vert) des sujets asymptotiques (* indique les différences significatives avec le plat avec $p < 0.05$)

Des différences significatives apparaissent pour les composantes normales et longitudinales dans les deux repères de projection entre le plat et le dévers. Ces deux composantes diminuent par rapport au plat aussi bien en amont qu'en aval. En revanche, en dévers, entre l'amont et l'aval, il n'y a pas de différence significative pour ces composantes de la résultante des efforts de réaction du sol dans les deux repères de projection.

En ce qui concerne la composante médio-latérale dans le repère $R_{situation}$ (Figure 48) :

- elle augmente significativement dans la direction médiale entre le plat et l'aval
- elle devient latérale en amont par rapport au plat.

Au contraire, dans le repère R_{global} , il n'y a pas de différence significative pour la composante médio-latérale en dévers par rapport au plat.

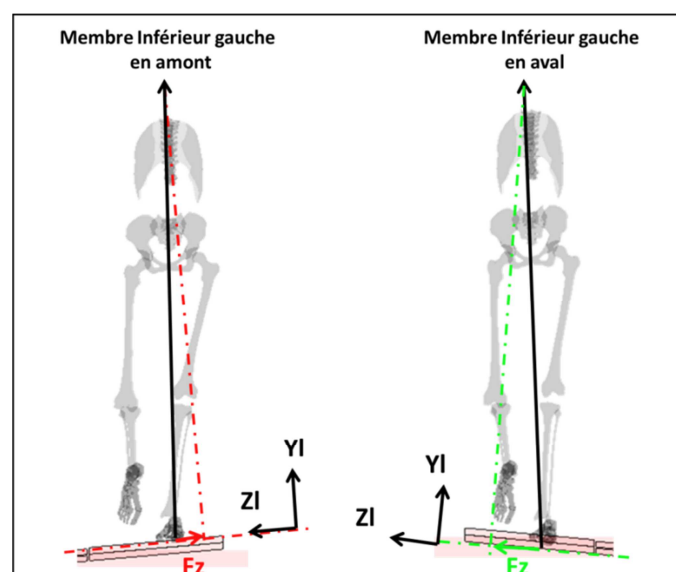


Figure 48 : Projection médio-latérale de la résultante des efforts de réaction du sol dans $R_{situation}$ en amont et en aval

2.2.2.3. ADAPTATIONS CINEMATQUES ET DYNAMIQUES

Les variations des paramètres cinématiques et dynamiques calculés sont présentés dans le Tableau 35 et le Tableau 36. Il s'agit des différences des valeurs des paramètres entre le plat et l'amont et le plat et l'aval. Une séparation a été faite dans la présentation des résultats entre le plan frontal et le plan sagittal. Les valeurs des paramètres calculés dans chaque situation, ainsi que toutes les courbes peuvent être trouvées en Annexe D.4.2.

Plan frontal

La Figure 49 et la Figure 50 représentent les angles et moments dans le plan frontal de la cheville et de la hanche à plat, en amont et en aval pour la population de sujets asymptomatiques recrutés. Le Tableau 35 présente les variations des paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal.

L'essentiel des modifications cinématiques en termes quantitatifs a lieu à la cheville. A l'attaque du pas, la cheville est en position neutre à plat, en valgus en amont (3.9° en moyenne) et en varus en aval (3.5° en moyenne). La Figure 49 montre que cette adaptation est visible en fin de phase oscillante. Le maximum de mobilité de la cheville dans le plan frontal est atteint entre 30 et 40% du cycle de marche, c'est-à-dire pendant l'appui unipodal. A plat, ce pic d'angle est un angle de valgus. En amont, il augmente de 6.6° par rapport au plat pour atteindre environ 14.4° de valgus. En aval, il diminue de 6.7° par rapport au plat où il devient très faible (1.1° de valgus).

Au contraire, pendant l'appui unipodal, le moment articulaire de la cheville dans le plan frontal reste un moment articulaire de varus en amont et en aval, comme c'est le cas à plat. Le pic de moment articulaire de cheville dans le plan frontal est atteint en fin d'appui unipodal autour de 40% du cycle de marche. Par rapport au plat, il augmente significativement en amont par rapport au plat et diminue significativement en aval.

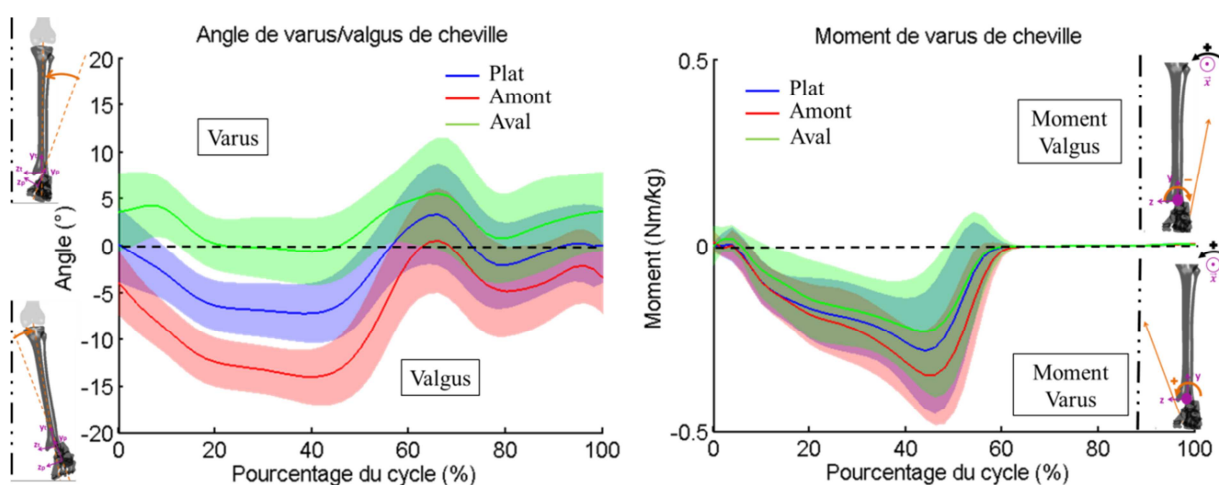


Figure 49 : Angle et moment de la cheville dans le plan frontal en fonction du pourcentage du cycle du membre inférieur gauche à plat, en amont et en aval du dévers (moyenne en trait plein, moyenne \pm un écart-type représenté par un corridor)

Aucune adaptation significative de l'angle et du moment de varus/valgus de genou n'a été observée entre le plat et le dévers.

Une modification significative de l'inclinaison du fémur par rapport à la verticale (dans R_{plat}) de l'ordre de 1° est observée entre le plat et le dévers. Le fémur s'incline davantage latéralement en amont et davantage médialement en aval. Cela signifie que la partie distale du fémur est plus latérale par rapport à la partie proximale du fémur en amont qu'à plat, et plus médiale en aval qu'à plat⁸.

Les courbes d'angle d'adduction/abduction de hanche sont décalées vers l'adduction en amont et vers l'abduction en aval par rapport au plat. Ce décalage est observé dès l'attaque du pas puisque la hanche, qui a en moyenne 2.1° d'adduction à plat, a en moyenne 3.6° d'adduction en amont et en moyenne 1.0° d'adduction en aval. Ce décalage augmente encore pendant la phase d'appui. En effet, alors que l'amplitude d'adduction/abduction de hanche n'est pas modifiée significativement entre le plat et le dévers, la valeur moyenne d'adduction de hanche en phase d'appui de 5.2° à plat augmente jusqu'à 6.8° en amont et diminue jusqu'à 4.0° en aval. D'un point de vue dynamique, une diminution significative de 0.11 Nm/kg du maximum en début d'appui du moment articulaire d'abduction de hanche est observée entre le plat et l'aval.

L'ensemble des adaptations entraînent une variation inférieure à 1.0° de l'angle d'inclinaison du bassin, observée uniquement pendant la phase oscillante du pied en amont. Enfin l'amplitude d'inclinaison du tronc n'est pas modifiée entre le plat et le dévers.

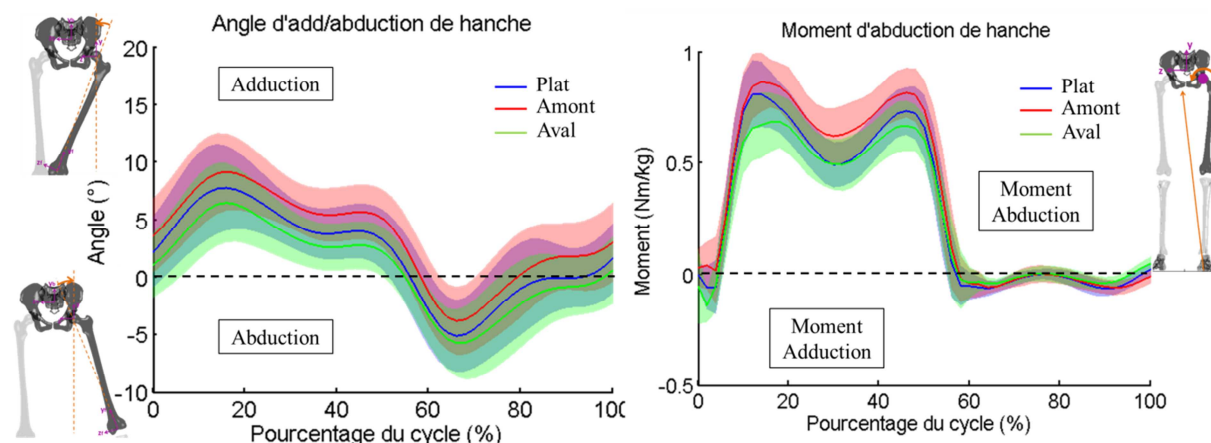


Figure 50 : Angle et moment de la hanche dans le plan frontal en fonction du pourcentage du cycle du membre inférieur gauche à plat, en amont et en aval du dévers (moyenne en trait plein, moyenne \pm un écart-type représenté par un corridor)

⁸ Voir la représentation schématique de l'inclinaison médiale et latérale du fémur dans le Tableau 18 page 49.

	ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	Valeur du paramètre à plat		Adaptation dévers amont/plat Variation des paramètres			Adaptation dévers aval/plat Variation des paramètres		
					moy	Std	moy	std	Interprétation	moy	std	Interprétation
PLAN FRONTAL	CHEVILLE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	0.1	3.9	-4.0*	1.8	attaque du pas en valgus	3.5*	1.0	↗ varus
			Amplitude en phase d'appui	°	10.9	4.4	3.5*	2.0	↗ amplitude	-3.2*	1.6	↘ amplitude
			Pic en phase d'appui	°	-7.8	3.1	-6.6*	1.1	↗ valgus	6.7*	1.1	↘ valgus
		Moment	Pic en phase d'appui	Nm/kg	-0.30	0.17	-0.06*	0.08	↗ moment de varus	0.03*	0.10	↘ moment de varus
		Puissance	Maximum en fin de phase d'appui	W/kg	0.25	0.19	0.10*	0.1	↗ puissance concentrique	-0.10*	0.08	↘ puissance concentrique
	GENOU	Angle	Amplitude en appui unipodal	°	3.0	1.2	-0.4	0.5	NS	-0.1	0.5	NS
		Moment	Maximum en début de phase d'appui	Nm/kg	0.32	0.13	0.03	0.08	NS	-0.01	0.05	NS
			Maximum en fin de phase d'appui		0.31	0.12	0.01	0.06	NS	-0.01	0.06	NS
	FEMUR	Angle	Valeur à 30% (appui unipodal)	°	-4.4	2.3	-1.2*	0.6	↗ inclinaison médiale	0.8*	0.5	↘ inclinaison médiale
	HANCHE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	2.2	3.0	1.4*	1.0	↗ adduction	-1.1	1.4	NS
			Amplitude en phase d'appui	°	5.3	3.0	-0.5	0.8	NS	-0.5	1.1	NS
			Valeur moyenne en phase d'appui	°	5.3	2.3	1.6*	0.7	↗ adduction	-1.2*	0.7	↘ adduction
		Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.86	0.12	0.07	0.09	NS	-0.11*	0.07	↘ moment d'adduction
	BASSIN	Angle	Pic en phase d'appui	°	3.2	1.9	0.3	0.9	NS	-0.5*	0.8	↘ inclinaison controlatérale
			Pic en phase oscillante	°	-3.6	1.9	0.9*	0.9	↘ inclinaison homolatérale	-0.2	0.7	NS
			Amplitude sur tout le cycle	°	7.0	3.0	-0.4	0.9	NS	-0.2	0.9	NS
	TRONC	Angle	Amplitude sur tout le cycle	°	4.3	2.2	0.1	0.7	NS	0.6	0.9	NS

Tableau 35 : Adaptations cinématiques et dynamiques des articulations et segments du corps entre le plat et le dévers **dans le plan frontal**. Les valeurs sont les moyennes (moy) et les écarts-types (std) des variations calculées sur les paramètres entre le plat et l'amont et le plat et l'aval sur la population étudiée. Une différence significative à $\alpha=0.05$ entre les valeurs à plat et en amont ou en aval est indiqué par * à côté de la valeur d'adaptation. Les valeurs moyennes des paramètres calculés à plat sont également reportées.

Plan sagittal

Le Tableau 36 présente les variations des paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal.

En aval, une diminution significative de la flexion de hanche (2.1°) et de genou (2.9°) est observée par rapport au plat (Tableau 36).

En amont, la dorsiflexion maximale de cheville augmente significativement de 1.2° et l'extension maximale de hanche diminue significativement de 1.7° en appui par rapport au plat. En fin d'appui le pic de puissance à la cheville diminue significativement de 0.66 W/kg.

	ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	Valeur du paramètre à plat		Adaptation dévers amont/plat Variation des paramètres			Adaptation dévers aval/plat Variation des paramètres		
					moy	std	moy	std	Interprétation	moy	std	Interprétation
PLAN SAGITTAL	CHEVILLE	Angle	Maximum de dorsiflexion en phase d'appui	°	-10.7	2.6	-1.2*	1.5	↗ dorsiflexion	0.0	2.3	NS
		Angle	Maximum de plantiflexion en fin d'appui	°	16.0	4.8	-2.6*	2.7	↘ plantiflexion	1.3	2.2	NS
		Puissance	Maximum en fin d'appui	W/kg	2.83	0.46	-0.66*	0.30	↘ puissance concentrique	-0.26	0.37	NS
	GENOU	Angle	Flexion maximale en phase d'appui	°	18.9	5.5	-1.7	3.0	NS	-2.9*	2.8	↘ flexion
			Flexion maximale en phase oscillante	°	66.8	4.9	1.3	2.9	NS	-2.9*	2.5	↘ flexion
		Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.51	0.23	0.01	0.14	NS	-0.12*	0.11	↘ moment interne d'extension
	HANCHE	Angle	Valeur de flexion à 0% (attaque du pas)	°	-26.5	4.4	0.1	1.6	NS	1.5*	1.8	↘ flexion
			Maximum d'extension en fin d'appui	°	12.3	3.6	-1.7*	2.2	↘ extension	-0.2	2.3	NS
			Maximum de flexion en phase oscillante	°	-29.9	4.6	-0.5	2.6	NS	2.1*	2.0	↘ flexion

Tableau 36 : Adaptations cinématiques et dynamiques des articulations et segments du corps entre le plat et le dévers **dans le plan sagittal**. Les valeurs sont les moyennes (moy) et les écarts-types (std) des variations calculées sur les paramètres entre le plat et l'amont et le plat et l'aval sur la population étudiée. Une différence significative à $\alpha=0.05$ entre les valeurs à plat en amont ou en aval est indiqué par * à côté de la valeur d'adaptation. Les valeurs moyennes des paramètres calculés à plat sont également reportées.

2.2.3. DISCUSSION

Le but de cette étude est de comprendre les adaptations de la locomotion des sujets asymptomatiques au dévers par rapport au plat.

Les résultats montrent que pendant l'appui, c'est la cheville qui tient le rôle principal dans l'adaptation au dévers. Une anticipation active de la position en varus/valgus de la cheville en fin de phase oscillante précédant l'attaque du pas permet aux sujets asymptomatiques de préparer le pied pour garantir une surface de contact similaire entre le pied et le sol à celle mise en jeu à plat et ainsi

de reproduire le schéma cinématique observé à plat à partir de cette position initiale. Le rôle de la fin de la phase oscillante dans la préparation de l'appui à plat a également été identifié par Perry (Perry, 1992). Ainsi, les sujets sains semblent anticiper la position du pied sur le dévers : à l'attaque du pas la cheville en amont est déjà en valgus (4.0° environ) et la cheville en aval en varus (4.0° environ). Les variations maximales de l'angle de cheville dans le plan frontal sont d'environ 6.0° en milieu de phase d'appui unipodal, ce qui correspond à l'inclinaison du dévers utilisé. Les courbes présentées par Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010) sur un dévers incliné également à 6.0° sont cohérentes avec ces résultats.

Cette adaptation au niveau de la cheville est complétée dans le plan frontal par une augmentation (amont) ou une diminution (aval) de l'angle d'adduction de hanche. Les adaptations cinématiques de la hanche dans le plan frontal apparaissent pendant tout le cycle de marche, ce qui est également cohérent avec Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010).

Ainsi, la cheville et la hanche contribuent à absorber l'inclinaison latérale du dévers en phase d'appui unipodal et à compenser en partie la différence de hauteur induite entre les membres lors du transfert de poids pendant l'appui bipodal et pendant la phase oscillante du membre en amont. En particulier, ces différentes adaptations des articulations du membre inférieur dans le plan frontal, ont pour conséquence une cinématique du bassin qui est quasiment conservée entre le plat et la marche en dévers. Les différences qui ont été observées sont faibles (inférieures à 1.0°), et n'apparaissent que lors de la phase d'appui du pied en aval. Ainsi, tel que décrit par Perry (Perry, 1992) à plat, l'inclinaison du bassin au cours de la marche est contrôlée par les muscles abducteurs de la hanche en particulier pendant les phases de double appui de façon à assurer l'horizontalité du bassin au cours des phases d'appui unipodal.

Ces stratégies sont complétées, chez les sujets asymptomatiques, par des adaptations dans le plan sagittal au niveau des articulations des membres inférieurs. Celles-ci interviennent en particulier dans les phases du cycle de marche où il faut compenser la différence de hauteur entre les membres inférieurs.

Pendant le transfert de poids du pied amont vers le pied aval, au niveau du membre en amont (en fin d'appui vers 50% du cycle de marche), le maximum de dorsiflexion de cheville augmente significativement et le maximum d'extension de hanche diminue significativement. A cet instant, la flexion de hanche du membre en aval à l'attaque du pas diminue significativement par rapport au plat. Ces variations entraînent une diminution significative de la longueur du pas du pied aval par rapport au plat.

Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010) observent une diminution de la largeur de pas qui permettrait de réduire la différence de hauteur des membres inférieurs pour faciliter à la fois le transfert de poids et le passage du pas en phase oscillante. Ceci n'est pas retrouvé dans la présente étude. En revanche, une diminution significative de la flexion maximale du genou et une diminution significative de la flexion de hanche sont observés en phase d'appui du membre en aval. Aucune autre adaptation significative n'a été observée pour les articulations du membre inférieur en amont dans le plan sagittal pendant sa phase oscillante. C'est donc principalement au niveau du membre en aval que les ajustements s'opèrent pour assurer le passage du pas côté amont.

En ce qui concerne la phase oscillante du membre en aval, l'inclinaison du dévers facilite le passage du pas et une diminution significative de la flexion maximale en phase oscillante du genou et de la hanche en aval est observée. Il est cependant difficile de conclure sur cette adaptation car la vitesse de marche est réduite entre le plat et le dévers et il a été montré que la flexion maximale du genou en phase oscillante dépend de la vitesse de marche (Oberg, et al., 1994) (Lelas, et al., 2003).

Par ailleurs, l'inclinaison du sol a des répercussions sur la résultante des efforts de réaction du sol exercés sur le pied, projetée dans le repère $R_{\text{situation}}$. Ces répercussions sont cohérentes avec celles décrites par Damavandi *et al.* (Damavandi, et al., 2012) pour une population de neuf sujets asymptomatiques déambulant sur un dévers incliné à 18%. L'orientation de la composante médio-latérale de la résultante des efforts de réaction du sol dans le repère $R_{\text{situation}}$ traduit une variation de la force de frottement entre le pied et le sol par rapport au plat. Sachant que le pied est le premier élément de la chaîne proprioceptive, la composante médio-latérale joue probablement un rôle dans la perception plantaire de la situation et dans les adaptations mises en place par le sujet asymptomatique (Perennou, 2012). Ces informations provenant du pied en appui pourraient intervenir dans la préparation du positionnement angulaire de la cheville dans le plan frontal en fin de phase oscillante du pied opposé.

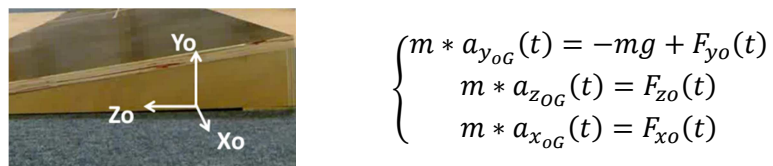
De plus, on observe que les moments articulaires dans le genou et la hanche n'augmentent pas au cours de la locomotion en dévers par rapport au plat. Seul le moment de varus à la cheville augmente en amont et diminue en aval en fin d'appui. Les variations restent toutefois de faibles amplitudes, et ce, malgré la modification de l'angle de cheville dans le plan frontal pendant l'appui sur la surface de contact. Cette conservation des moments articulaires semble être un élément clé qui traduit une sollicitation équivalente des muscles recrutés dans les mouvements d'abduction/adduction entre le plat et le dévers. Ceci s'accompagne d'une conservation de la valeur de la composante médio-latérale de la résultante des efforts au sol en projection dans le repère R_{global} . Au contraire, les deux autres composantes (longitudinale et normale) dans le repère R_{global} diminuent. La diminution de la vitesse de confort observée simultanément est très probablement destinée à réduire l'intensité de la résultante des efforts, ce qui participe à la conservation des moments articulaires du genou et de la hanche.

Enfin, en appliquant le principe fondamental de la dynamique à l'ensemble du corps, il est possible de traduire les différentes composantes de l'effort de réaction du sol comme les trois composantes de l'accélération du centre de gravité global du corps. En effet, en appliquant la seconde loi de Newton au système {corps entier}, on écrit l'équation suivante :

$$m * \vec{a}_G = \vec{P} + \vec{F} \quad (\text{Équation 5})$$

avec m la masse du système, $\vec{a}_G (a_{x_{oG}}, a_{y_{oG}}, a_{z_{oG}})_{R_{\text{global}}}$ l'accélération du centre de gravité du corps, $\vec{P} (0, -mg, 0)_{R_{\text{global}}}$ la résultante du poids et $\vec{F} (F_{x_o}, F_{y_o}, F_{z_o})_{R_{\text{global}}}$ la résultante des efforts de réaction du sol. Cette équation relie l'accélération du centre de gravité à la résultante de l'effort de réaction du sol.

La projection de cette équation dans le repère R_{global} donne le système d'équations présenté dans la Figure 51:



$$\begin{cases} m * a_{y_{oG}}(t) = -mg + F_{y_o}(t) \\ m * a_{z_{oG}}(t) = F_{z_o}(t) \\ m * a_{x_{oG}}(t) = F_{x_o}(t) \end{cases}$$

Figure 51 : Représentation du repère R_{global} (à gauche) et système d'équations obtenu (à droite).

Ainsi, les accélérations longitudinale, médio-latérale et verticale du centre de gravité du système {corps entier} n'augmentent pas au cours de la marche en dévers, ce qui va dans le sens de l'hypothèse de Damavandi *et al.* (Damavandi, et al., 2012) selon laquelle il existe une régulation active de l'accélération du centre de gravité du corps au cours de la marche en dévers, et en particulier dans le plan frontal.

Finalement, l'étude proposée sur une population de 17 sujets asymptomatiques apporte de nouveaux éléments dans l'analyse de la locomotion en dévers, situation rencontrée fréquemment dans la vie courante.

Pour conclure, le dévers est une situation contraignante du fait de l'inclinaison de la surface d'appui et de la différence de hauteur induite entre les membres inférieurs. Des adaptations sont mises en place au niveau des articulations de la cheville et de la hanche dans le plan frontal pour l'adaptation à l'inclinaison de la surface d'appui. La différence de hauteur induite entre les membres est compensée par la modification de la cinématique des trois articulations des membres inférieurs dans le plan sagittal. Ces modifications permettent l'adaptation au dévers sans altérer les mouvements du bassin et du tronc dans le plan frontal. Certaines des adaptations dans le plan frontal à la cheville et pour le passage du pas en amont du dévers peuvent être difficiles à reproduire pour les sujets amputés de membre inférieur et devront être explorées pour la population de la base de données de ces sujets.

3. SYNTHÈSE DU CHAPITRE

Ce chapitre a permis de mettre en évidence les difficultés induites par la pente et le dévers par rapport au plat. Les adaptations de la locomotion des sujets asymptomatiques en pentes et en dévers ont été décrites à partir de la base de données de sujets contrôles mise en place dans ces travaux de thèse. Ces caractéristiques seront utilisées comme référence pour l'analyse de la locomotion des sujets amputés de membre inférieur dans ces situations.

BILAN DE LA PARTIE II :

Cette partie a permis de mettre en lumière les caractéristiques de la locomotion des personnes amputées de membre inférieur sur sol plan horizontal. De plus, les adaptations des sujets asymptomatiques aux situations contraignantes telles que la montée et la descente de pente et la locomotion en dévers ont été étudiées. Ceci permet d'avoir une connaissance des adaptations « normales » à priori dans ces situations pour être capable ensuite de cibler puis d'analyser les difficultés que cela pose aux personnes amputées de membre inférieur. Enfin cette partie a permis de présenter la base de données mise en place, ainsi que de valider et analyser les corridors de référence des sujets amputés de membre inférieur à plat et des sujets asymptomatiques à plat, en pente, en dévers qui seront utilisés comme comparaison pour l'analyse de la locomotion des personnes amputées en situations contraignantes dans la partie suivante.

PARTIE III : ANALYSE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS AMPUTES EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES : PENTES ET DEVERS

L'objectif de cette partie des travaux de thèse est d'affiner l'analyse de la déambulation des personnes amputées de membre inférieur dans des environnements spécifiques de la vie courante. Cette analyse doit compléter l'analyse clinique à travers l'identification de paramètres biomécaniques permettant de quantifier et décrire les stratégies de marche des patients amputés dans les différentes situations et en comparaison avec les sujets contrôles.

L'analyse de la locomotion des sujets amputés présentée dans cette partie sera focalisée sur l'analyse des adaptations mises en place par les patients entre le plat et les situations contraignantes. La pente et le dévers sont traités dans cette partie à travers deux approches différentes d'analyse.

Une première approche consiste à analyser les adaptations moyennes de la locomotion des patients. L'objectif de cette approche est de caractériser l'adaptation globale d'un groupe de sujets en fonction des caractéristiques de sa population. Elle est utilisée dans le premier chapitre (chapitre VI) de cette partie. Ce chapitre présente l'analyse de la locomotion en dévers des sujets amputés de membre inférieur. Cette approche globale permettra de comparer les adaptations des sujets amputés en fonction de leur niveau d'amputation et celles des sujets contrôles.

Une seconde approche consiste à analyser les adaptations de la locomotion des patients individuellement. Cette approche a été mise en place dans le second et le troisième chapitre de cette partie. L'objectif de cette approche est de décrire les adaptations aux situations tout en prenant en compte les caractéristiques intrinsèques de chaque patient. Le chapitre VII présente l'analyse des adaptations de la locomotion des patients amputés transtibiaux en pente et le lien de ces adaptations avec les capacités fonctionnelles et musculaires des patients.

Le dernier chapitre de cette partie combine les deux approches, globale et individuelle, pour analyser l'évolution d'une stratégie de marche propre à certains patients entre les différentes situations de la vie courante. Ainsi, le chapitre VIII est focalisé sur la problématique de passage du pas chez les patients amputés transfémoraux en pente et en dévers et présente l'évolution de l'utilisation de la stratégie du vaulting par les patients amputés transfémoraux entre ces situations.

CHAPITRE VI : ANALYSE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS AMPUTES EN DEVERS

L'analyse de la marche des sujets asymptomatiques en dévers (partie II – chapitre V – paragraphe 2) a permis de montrer que les adaptations se font au niveau des articulations des membres inférieurs plus particulièrement dans le plan frontal avec une conservation de la même cinématique du bassin et du tronc qu'à plat malgré la contrainte de marche imposée par le dévers.

La situation de marche en dévers est une situation contraignante pour les sujets amputés (Dixon & Pearsall, 2010) (Starholm, et al., 2010). Elle est décrite comme difficile par les patients amputés de membre inférieur et par les équipes rééducatrices. Le dévers est décrit comme étant plus contraignant lorsque le pied prothétique est en amont du dévers par les personnes amputées transfémorales et lorsque le pied prothétique est en aval du dévers par les personnes amputées transtibiales (d'après les témoignages des personnes amputées ayant participé aux expérimentations). Pourtant cette situation est rencontrée quotidiennement par les personnes amputées habitant aussi bien en ville qu'à la campagne. Comprendre comment les personnes amputées de membre inférieur modifient leur locomotion en dévers pourrait permettre d'identifier des pistes de progression par le développement de nouveaux composants prothétiques et protocoles de rééducation. Ainsi, l'objectif de ce chapitre est d'analyser les adaptations à la marche en dévers des patients amputés transtibiaux et des patients amputés transfémoraux en comparaison avec celles mises en place par les sujets asymptomatiques.

Ce chapitre comporte trois paragraphes. Le premier paragraphe rapporte l'état actuel de la littérature concernant la locomotion des personnes amputées de membre inférieur en dévers. Le second paragraphe présente le travail personnel réalisé sur cette thématique. Le dernier paragraphe conclut le chapitre.

Sommaire du chapitre

1.	Analyse bibliographique de la locomotion des sujets amputés en dévers	132
2.	Travail personnel : Analyse de la locomotion des sujets amputés en dévers	132
2.1.	Problématique et hypothèses	132
2.2.	Matériel et Méthodes	133
2.2.1.	Sujets	133
2.2.2.	Cycles des membres inférieurs à plat et en dévers	134
2.2.3.	Paramètres	134
2.2.4.	Statistiques	136
2.3.	Résultats	136
2.3.1.	Résultats : Analyse de la marche avec le pied prothétique en amont du dévers et le pied controlatéral en aval	137
2.3.2.	Résultats : Analyse de la marche avec le pied prothétique en aval du dévers et le pied controlatéral en amont du dévers	144
2.4.	Discussion	150
3.	Conclusion	154

1. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS AMPUTES EN DEVERS

A ce jour, seules trois études ont été publiées sur l'analyse de la marche en dévers chez les sujets amputés de membre inférieur. Bae *et al.* (Bae, et al., 2009) a publié en coréen une étude sur la marche en dévers de trois amputés transtibiaux⁹. Tulchin et Cummings (Tulchin, et al., 2010) ont mesuré l'angle d'inversion/éversion du pied prothétique Talux (Ossur) chez un bi-amputé transtibial sur un morceau de dévers incliné à 20°. Ils montrent que le pied autorise une mobilité en varus et en valgus d'au moins 20°. Cette étude permet de supposer que les pieds prothétiques dits dynamiques peuvent se déformer dans le plan frontal en phase d'appui sur un dévers. Enfin, Starholm *et al.* (Starholm, et al., 2010) ont mesuré la consommation d'oxygène de huit patients amputés transfémoraux marchant à vitesse confortable sur un tapis roulant positionné à plat, en pente et en dévers, inclinés à 3%. Ils montrent que les patients consomment davantage d'énergie en dévers qu'en pente et en particulier dans la condition où leur prothèse est en amont du dévers. A notre connaissance, aucune étude aujourd'hui ne permet de comprendre pourquoi la situation de dévers est difficile pour les personnes amputées de membre inférieur, et quelles adaptations cinématiques et dynamiques sont nécessaires pour gérer la double contrainte de cette situation : la différence de hauteur induite entre les deux membres inférieurs et l'inclinaison de la surface en contact avec le pied prothétique (voir page 111).

2. TRAVAIL PERSONNEL : ANALYSE DE LA LOCOMOTION DES SUJETS AMPUTES EN DEVERS

2.1. PROBLEMATIQUE ET HYPOTHESES

Le but de cette étude est de caractériser et d'analyser les adaptations de la locomotion en dévers par rapport au plat, à la fois des patients amputés transtibiaux (TT) et des patients amputés transfémoraux (TF). L'analyse de la locomotion des sujets asymptomatiques (SA) (partie II - chapitre V - paragraphe 2) permet de définir les différentes hypothèses de cette étude.

Premièrement, les résultats ont montré que les SA s'adaptent à l'inclinaison de la surface d'appui en modifiant dès l'attaque du pas, par anticipation active, la position du pied par rapport au dévers, et pendant l'appui, l'inclinaison du fémur. En dévers, les SA décalent la position initiale de leurs articulations de cheville et de hanche dans le plan frontal puis reproduisent le même « pattern » cinématique qu'à plat. Au contraire, les moments articulaires et l'amplitude de l'angle de genou dans le plan frontal ne sont pas modifiés entre le plat et le dévers au cours de l'appui. Le genou n'est donc pas plus sollicité qu'à plat dans ce plan. L'accélération médio-latérale du centre de gravité dans le repère global de marche et la cinématique du tronc ne sont pas modifiés entre le plat et le dévers chez les SA.

⁹ Cet article n'est pas traduit en anglais

Deux hypothèses peuvent alors être formulées :

- Les sujets amputés peuvent-ils mettre en place de telles adaptations dans le plan frontal aux membres inférieurs, notamment au niveau de la cheville prothétique, que ce soit en amont ou en aval du dévers ?
- L'inclinaison de la surface de marche pendant la locomotion en dévers entraîne-t-elle chez les sujets amputés des modifications dans le plan frontal des moments articulaires des articulations saines ou résiduelles des membres inférieurs et de la cinématique du bassin ?

Deuxièmement, la différence de hauteur induite entre les membres pendant la locomotion en dévers doit être compensée, en particulier au cours de la phase oscillante du membre en amont du dévers. D'après l'analyse de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers, pour le passage du pas amont en phase oscillante, des adaptations de la cinématique angulaire des articulations du membre inférieur en aval du dévers ont été observées dans le plan sagittal. Pour les sujets amputés, cette situation est particulièrement critique lorsque c'est la prothèse qui est en amont du dévers. Deux hypothèses sont formulées :

- Les adaptations du membre inférieur en aval du dévers sont-elles équivalentes à celles observées chez les sujets asymptomatiques lors du passage du pas prothétique en amont du dévers ?
- Les stratégies de marche utilisées à plat pour éviter de heurter le sol pendant le passage du pas prothétique, telles que le vaulting du pied sain en phase d'appui unipodal (chez les patients amputés transfémoraux) et l'élévation du bassin côté prothétique, sont-elles amplifiées pour assurer un passage sécurisé du pas quand le membre prothétique est en amont du dévers ?

2.2. MATERIEL ET METHODES

2.2.1. SUJETS

Les caractéristiques anthropométriques des groupes de sujets créés pour cette étude sont présentées dans le Tableau 37. Tous les sujets de cette étude sont appareillés avec des pieds dynamiques similaires. Ces sujets ont suivi le protocole décrit en partie I. Seules les données recueillies pour la locomotion à vitesse confortable à plat et en dévers (aller/retour) sont utilisées dans ce chapitre. Les sujets marchaient tous avec leurs chaussures, des chaussures de même type (standards, classiques, non orthopédiques) à talon inférieur à 5 cm. L'alignement de la prothèse était réglé pour ce chaussage par l'orthoprothésiste.

	Nombre	Genre	Âge	Poids	Taille
Sujets amputés transfémoraux (TF)	13	13 H	39±10 ans	76±10 kg	175±8 cm
Sujets amputés transtibiaux (TT)	15	1 F / 14 H	51±12 ans	84±14 kg	176±7 cm
Sujets asymptomatiques (SA) (groupe contrôle)	17	8 F / 11 H	48±18 ans	67±12 kg	171±10 cm

Tableau 37 : Caractéristiques anthropométriques des groupes de sujets pour l'étude de la locomotion en dévers. F= femme, H= homme.

2.2.2. CYCLES DES MEMBRES INFÉRIEURS A PLAT ET EN DEVERS

On définit, pour chaque membre inférieur sain et prothétique, un cycle en fonction de sa position dans le dévers. Le Tableau 38 et la Figure 52 récapitulent les abréviations pour les situations et les membres inférieurs. Dans l'ensemble du chapitre les abréviations définies ici seront utilisées pour désigner la condition et le cycle analysés.

	Plat	Dévers – membre prothétique en amont	Dévers – membre prothétique en aval
Cycle côté prothétique	PLAT A	AMONT A	AVAL A
Cycle côté sain	PLAT S	AVAL S	AMONT S

Tableau 38 : Récapitulatif des cycles exploités (lignes) et leurs abréviations dans chaque situation (colonnes).



Figure 52 : Représentation des cycles enregistrés en dévers pour une personne amputée transtibiale à droite. Lorsque le pied prothétique est en amont et le pied sain en aval les cycles enregistrés sont appelés AmontA et AvalS (image de gauche), et lorsque le pied prothétique est en aval et le pied sain en amont les cycles enregistrés sont appelés AvalA et AmontS (image de droite).

2.2.3. PARAMETRES

Tous les paramètres cinématiques et dynamiques ont été calculés à partir des courbes d'analyse de la marche. Les variations de tous ces paramètres ont été calculées entre le plat et l'amont et le plat et l'aval pour chaque membre inférieur¹⁰. Les paragraphes suivants précisent quels paramètres ont été calculés dans ce chapitre.

2.2.3.1. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

La vitesse de marche a été calculée sur le cycle côté prothétique. La longueur et la largeur de pas ont été calculées pour chaque membre inférieur. Le détail de calcul de ces paramètres est donné en Annexe C.2.

¹⁰ Pour rappel, la méthode de calcul des paramètres puis des variations des paramètres est détaillée Partie I - Chapitre II aux paragraphes 4.6.1 et 4.6.2.

2.2.3.2. RESULTANTE DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

La même méthode et les mêmes paramètres que ceux décrits dans la partie II - chapitre V - paragraphe 2.2.1. pour l'étude de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers a été utilisée ici. Se référer page 114 pour le détail des paramètres. On rappelle que la résultante des efforts est projetée dans le repère R_{global} et dans le repère $R_{situation}$. On rappelle que l'axe médio-latéral du repère $R_{situation}$ est incliné comme la surface du dévers par rapport à l'axe médio-latéral du repère R_{global} qui est horizontal.

2.2.3.3. PARAMETRES D'ANGLE, MOMENT ET PUISSANCE

De même, les paramètres cinématiques et dynamiques calculés dans ce chapitre sont ceux qui ont été calculés pour l'étude de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers et présentés dans la Figure 43, la Figure 44 et la Figure 45 (pages 115-117).

Etant donné que les schémas de marche des sujets amputés diffèrent des sujets asymptomatiques, certains paramètres sont substitués ou ajoutés à ceux calculés dans l'étude des sujets asymptomatiques. Il s'agit notamment des paramètres tirés des courbes dont l'allure est différente chez les patients amputés (surtout du côté prothétique) de celle des sujets asymptomatiques. C'est le cas de la courbe du moment du genou dans le plan frontal. Chez les SA et du côté controlatéral chez les TT et les TF, la courbe de moment au genou dans le plan frontal présente deux maxima en phase d'appui, ce qui n'est pas le cas du côté prothétique (Figure 53). Comme le but est d'étudier l'évolution du maximum du moment créé au genou par rapport au plat pendant la phase d'appui, alors le maximum du moment au genou dans le plan frontal a été calculé sur toute la phase d'appui.

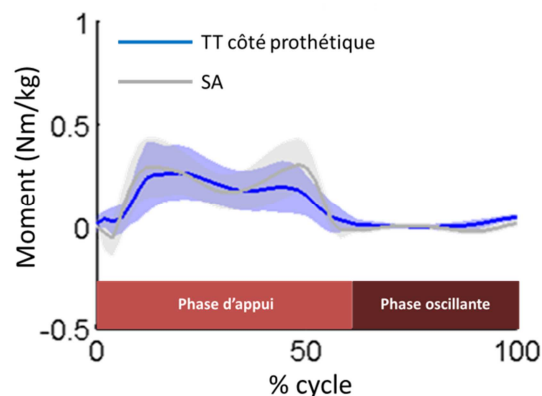


Figure 53 : Allure de la courbe du moment articulaire de genou dans le plan frontal du côté prothétique chez les sujets amputés transtibiaux (TT) et chez les sujets asymptomatiques (SA)

De plus, la présence d'un vaulting de cheville saine pendant le passage du pas prothétique a été quantifié en identifiant le maximum de puissance générée à la cheville entre 20 et 40% du cycle de marche pendant la phase d'appui unipodal saine (à plat et en aval). Le choix de ce paramètre est extrait de l'article présenté en Annexe F. Contrairement à la présentation des résultats sujet par sujet menée dans cet article, dans ce chapitre, ce paramètre est présenté en moyenne sur la population des patients amputés.

Enfin, on rappelle que, pour étudier les mouvements du pied prothétique, des marqueurs ont été placés sur la chaussure et sur l'emboîture (chez les sujets amputés transtibiaux) et sur le tube de la prothèse (chez les sujets amputés transfémoraux) du côté appareillé. Dans les résultats, la position angulaire de la cheville prothétique désigne l'ensemble des mobilités qui existent entre la chaussure et le pied d'une part et entre la lame pied et la lame tibiale du composant prothétique d'autre part. Cette position angulaire prend donc en compte l'ensemble des déformations du composant prothétique.

2.2.4. STATISTIQUES

L'effet « condition de marche » a été testé sur tous les paramètres calculés pour chaque population séparément (TF, TT et SA). Pour cela, pour un paramètre donné pour une population donnée un test non paramétrique de Wilcoxon pour deux échantillons appariés a été effectué entre les conditions testées (platS/amontS, platS/avalS, platA/amontA, platA/avalA). Lorsque l'hypothèse nulle était rejetée, une différence significative entre les conditions était considérée pour ce paramètre dans cette population avec une probabilité moyenne quand $p < 0.01$ et avec une probabilité forte quand $p < 0.001$.

Des variations entre les conditions de marche ont été calculées pour chaque paramètre. Pour certaines variations uniquement (c'est-à-dire certains paramètres), lorsque cela s'avérait pertinent, l'influence de la population sur la variation calculée a été testée. Pour un paramètre donné, la variation calculée pour tous les sujets de l'étude a été utilisée et associée à un groupe de patient TF, TT ou SA. L'effet « population » a été testé en utilisant un test non paramétrique à plus de deux échantillons indépendants non appariés de Kruskal-Wallis. Lorsqu'un effet significatif de la population était détecté à $p < 0.05$, un test post-hoc de Tuckey-Kramer sur les rangs était réalisé pour identifier pour quelles populations de sujets les variations étaient significativement différentes à $p < 0.05$.

2.3. RESULTATS

Pour présenter les résultats, une distinction a été faite en fonction de la position du membre appareillé sur le dévers (amont ou aval) :

- Les résultats de l'analyse de la marche lorsque le pied prothétique est en amont du dévers et le pied controlatéral est en aval du dévers sont présentés dans le paragraphe 2.3.1.
- Les résultats de l'analyse de la marche lorsque le pied prothétique est en aval du dévers et le pied controlatéral est en amont du dévers sont présentés ensuite dans le paragraphe 2.3.2.

De plus, plusieurs choix ont conditionné la présentation des résultats :

- Pour les paramètres spatio-temporels, tous les paramètres et leurs variations entre le plat et le dévers calculés pour les sujets amputés sont présentés dans le chapitre.

- Pour la résultante des efforts de réaction du sol, seules les courbes des composantes médio-latérales de l'effort projeté dans les repères R_{global} et $R_{situation}$ pour les sujets amputés sont présentées dans le chapitre. De plus, les courbes et paramètres des sujets contrôles ont déjà été données dans la partie II – chapitre V - paragraphe 2.

Dans tous les tableaux de résultats, lorsqu'une différence significative entre le plat et la condition amont ou aval a été mise en lumière pour une population donnée par le test non paramétrique de Wilcoxon pour deux échantillons appariés, une (deux) étoile(s) a (ont) été ajoutée(s) à côté de la valeur de l'adaptation.

De plus, pour faciliter la lecture des tableaux contenant les valeurs des variations des paramètres, en cas de significativité une « interprétation » est donnée avec la signification de la variation sur le paramètre, accompagnée, lorsque c'était pertinent, de l'accroissement relatif (pourcentage de la variation par rapport à la valeur à plat).

Les résultats du test statistique permettant d'évaluer l'effet « population » sur les variations ne sont pas présentés dans les tableaux. Ils sont donnés uniquement pour les paramètres concernés dans les paragraphes rédigés ci-après.

2.3.1. RESULTATS : ANALYSE DE LA MARCHÉ AVEC LE PIED PROTHETIQUE EN AMONT DU DEVERS ET LE PIED CONTROLATERAL EN AVAL DU DEVERS

La Figure 54 illustre la condition de marche étudiée dans ce paragraphe de résultats.

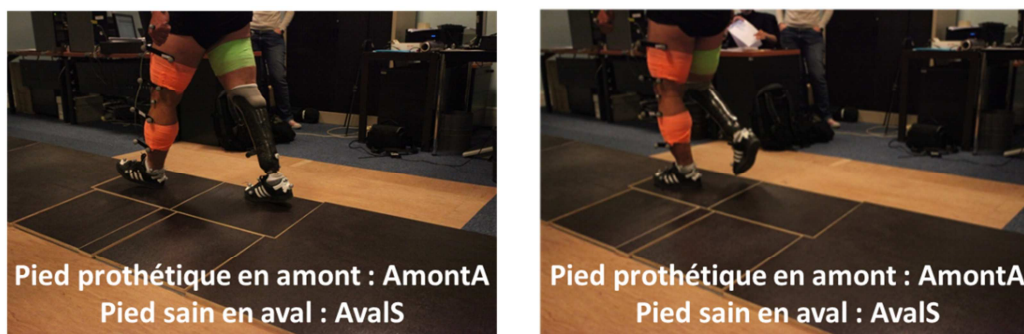


Figure 54 : Illustration de la condition de marche étudiée : le pied prothétique est en amont du dévers et le pied sain est en aval

Adaptations spatio-temporelles

Les paramètres spatio-temporels et leurs variations sont présentés dans le Tableau 39 pour les deux populations de sujets amputés (TF et TT).

Pour les deux populations de patients amputés de membre inférieur, **la vitesse de marche diminue significativement entre le plat et le dévers**. La largeur des pas n'est pas modifiée. La longueur du pas sain en aval diminue significativement. En revanche, la longueur du pas prothétique en amont ne diminue pas significativement par rapport au plat.

	Unité	TF						TT					
		Plat		Dévers		Variation		Plat		Dévers		Variation	
		Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Vitesse	m/s	1.24	0.14	1.12**	0.15	-0.13**	0.10	1.22	0.15	1.10*	0.15	-0.12*	0.12
Longueur du pas amputé	m	0.69	0.08	0.67	0.10	-0.02	0.04	0.68	0.06	0.67	0.07	-0.01	0.03
Largeur du pas amputé	m	0.18	0.05	0.19	0.06	0.01	0.02	0.19	0.05	0.19	0.05	-0.01	0.02
Longueur du pas sain	m	0.65	0.07	0.59*	0.09	-0.05*	0.05	0.64	0.06	0.58**	0.08	-0.06**	0.17
Largeur du pas sain	m	0.20	0.06	0.20	0.05	-0.01	0.01	0.20	0.05	0.19	0.03	-0.02	0.09

Tableau 39 : Paramètres et variations spatio-temporels entre le plat et le dévers quand le pied prothétique est en amont et le pied controlatéral est en aval chez les patients amputés transtibiaux et transfémoraux. Moy =moyenne, Std = écart-type.

* indique une différence significative entre le plat et la condition (amont ou aval) à $p < 0.01$ et ** à $p < 0.001$

Modifications de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol

La Figure 55 présente les courbes des composantes médio-latérales de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère R_{global} (1^{er} encadré) et dans le repère $R_{situation}$ (2nd encadré).

Dans le repère $R_{situation}$, les trois paramètres (premier maximum, minimum et second maximum) de la composante médio-latérale de l'effort de réaction du sol sont significativement différents par rapport au plat, pour les deux populations de patients en amontA (amont côté prothétique) et en avalS (aval côté sain). La Figure 55 illustre ces différences :

- **En avalS, l'effort est orienté médialement, comme à plat. Il est augmenté d'environ 12% du poids du corps.**
- **En amontA, l'effort est orienté latéralement. En valeur absolue, il est du même ordre de grandeur qu'à plat, soit au maximum environ 8% du poids du corps. De plus, le premier maximum de la composante médio-latérale de l'effort est atteint plus tôt dans le cycle de marche qu'à plat (10% du cycle amontA contre 20% du cycle platA).**

Tous les paramètres sont du même ordre de grandeur pour les deux populations de patients.

Dans le repère R_{global} , il n'y a pas de différence significative de la composante médio-latérale de l'effort pour les TT et les TF en amontA et en avalS.

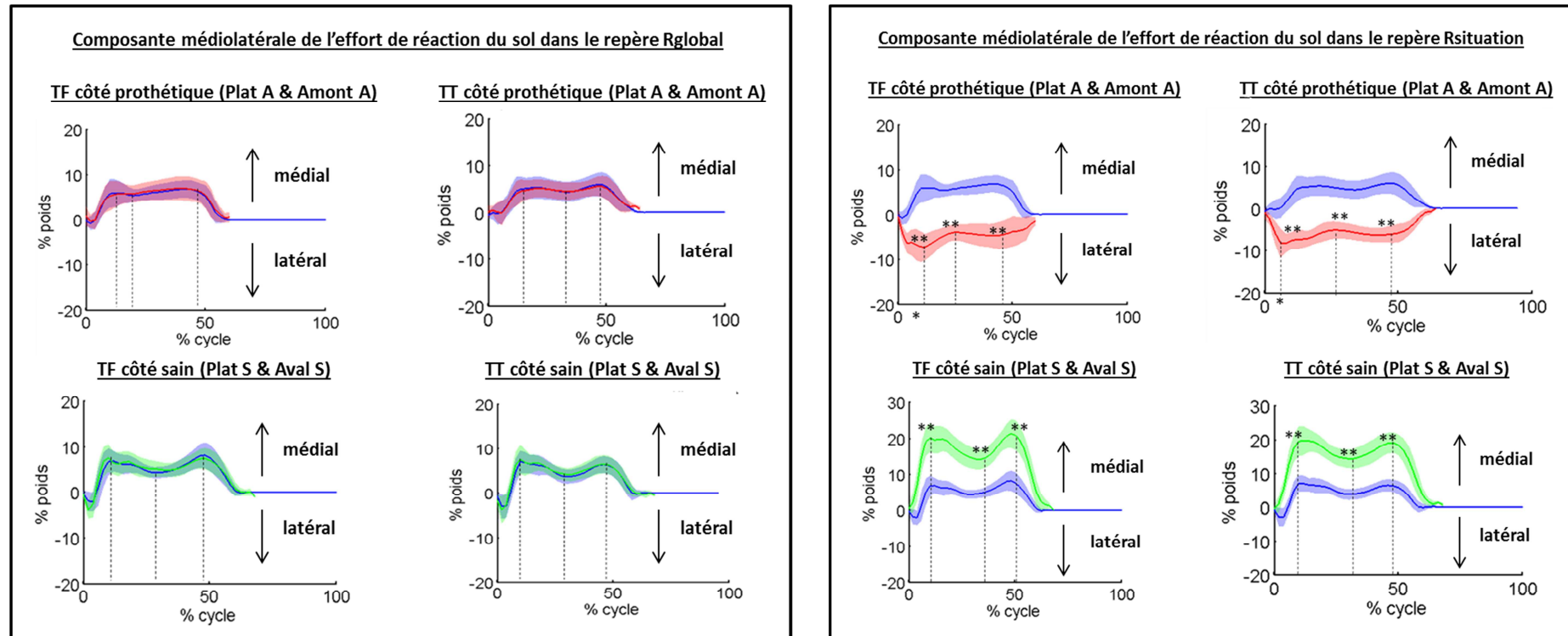


Figure 55 : Corridors des composantes médio-latérales de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol projetée dans le repère Rglobal (1er encadré) et dans le repère Rsituation (2ème encadré) à plat en bleu, en amont côté prothétique (amontA) en rouge et en aval côté sain (avalS) en vert. Une différence significative d'un paramètre calculé sur les courbes entre le plat et la condition amont ou aval est indiquée par * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$.

Adaptations de la cheville prothétique dans le plan frontal

En phase d'appui, **la cheville prothétique a plus de mobilité qu'à plat dans le plan frontal** (Figure 56) comme l'indique :

- l'augmentation de l'amplitude de l'angle de valgus en phase d'appui chez les TF et les TT,
- l'augmentation du pic de valgus de cheville observée pendant l'appui unipodal.

Les variations de ces paramètres sont significativement plus faibles pour la cheville prothétique chez les TF que celles observées pour la cheville saine chez les sujets contrôles, où l'amplitude de l'angle de valgus augmente de $3.5 \pm 2.0^\circ$ et le pic de l'angle de valgus augmente de $6.7 \pm 1.1^\circ$, alors qu'il n'y a pas de différence significative de ces paramètres chez les TT.

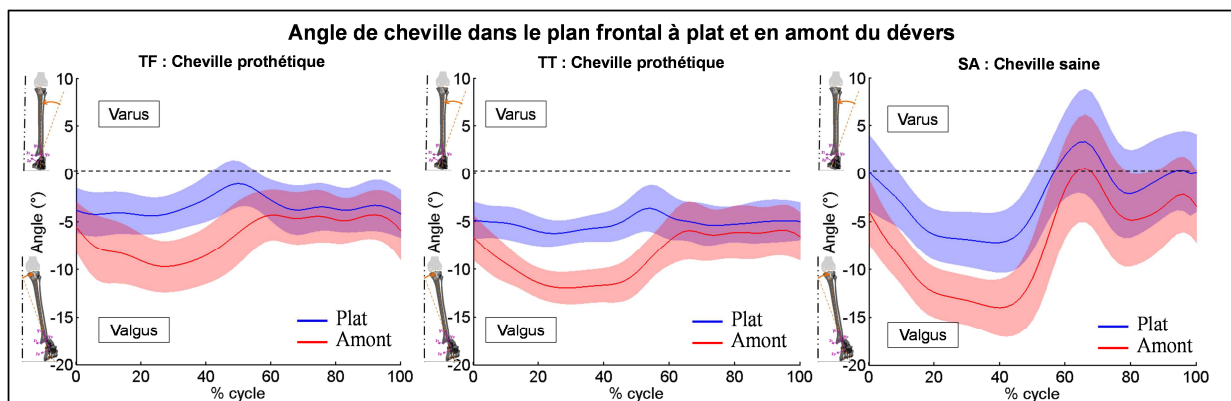


Figure 56 : **Angle de varus/valgus de cheville à plat et en amont côté prothétique** chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transtibiaux (2ème graphe) et pour la cheville saine des sujets sains (3ème graphe).

D'un point de vue dynamique, pendant l'appui unipodal, **le maximum de moment de varus à la cheville augmente significativement entre le plat et l'amont** (Figure 57). Proche de zéro à plat chez les patients amputés, il augmente jusqu'à environ 0.15 Nm/kg en amont du dévers. On remarque qu'en amont, le maximum du moment de varus est atteint en même temps que le maximum de l'angle de valgus, soit vers 30% du cycle prothétique chez les TF et vers 35% du cycle prothétique chez les TT. Chez les SA, le maximum du moment de varus dans la cheville saine de 0.30 ± 0.17 Nm/kg est atteint à 45% du cycle et augmente de 0.06 ± 0.10 Nm/kg entre le plat et l'amont.

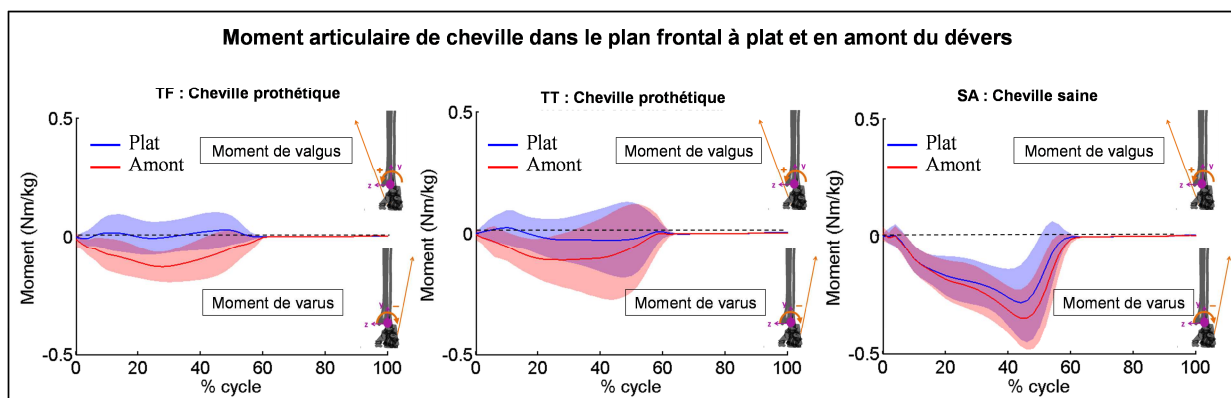


Figure 57 : **Moment de varus/valgus de cheville à plat et en amont côté prothétique** chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).

CHEVILLE A PLAN FRONTAL	TF					TT				
	Valeur à plat		Variation AmontA / plat A		Interprétation par rapport au plat	Valeur à plat		Variation AmontA / plat A		Interprétation par rapport au plat
	Moy	std	Moy	std		Moy	std	Moy	std	
Amplitude de l'angle en phase d'appui (°)	4.2	1.6	1.8**	1.8	Augmentation de 44% de l'amplitude	3.9	1.6	2.3**	1.7	Augmentation de 58% de l'amplitude
Pic de l'angle en phase d'appui (°)	-5.0	2.1	-5.1**	1.4	Augmentation de 102% du valgus	-6.8	1.2	-5.7**	1.0	Augmentation de 82% du valgus
Pic du moment en phase d'appui (Nm/kg)	0.04	0.09	-0.18**	0.08	Apparition d'un moment de varus	-0.01	0.17	-0.09*	0.12	Apparition d'un moment de varus

Tableau 40 : Variations des paramètres d'angle et moment à la cheville dans le plan frontal entre le plat et l'amont côté prothétique pour les trois populations de sujets. Différence significative entre le plat et l'amont à $p < 0.01$ pour * et $p < 0.001$ pour **.

Adaptations du genou, de la hanche et du bassin dans le plan frontal

Les amplitudes de l'angle de varus/valgus dans les genoux et **les maxima du moment de valgus ne sont pas significativement modifiées entre le plat et le dévers** pour les deux membres inférieurs (quand le pied prothétique est en amont du dévers).

Par ailleurs, **le moment d'abduction de hanche entre le plat et le dévers chez les patients amputés pour les deux membres inférieurs n'est pas modifié de façon significative.**

A l'attaque du pas en amont, l'angle de la hanche résiduelle est décalé de 2.6° en adduction chez les TT et les TF. La variation de l'angle moyen à la hanche dans le plan frontal en phase d'appui prothétique entre le plat et l'amont est significativement différente entre les TT et les TF (Tableau 41 et Figure 58). Chez les sujets contrôles, une augmentation significative de $1.4 \pm 1.0^\circ$ de l'adduction de hanche est observée dès l'attaque du pas et la valeur moyenne de l'adduction de hanche pendant l'appui augmente significativement de $1.6 \pm 0.7^\circ$. Cette cinématique est la conséquence des adaptations au niveau des segments fémur et bassin.

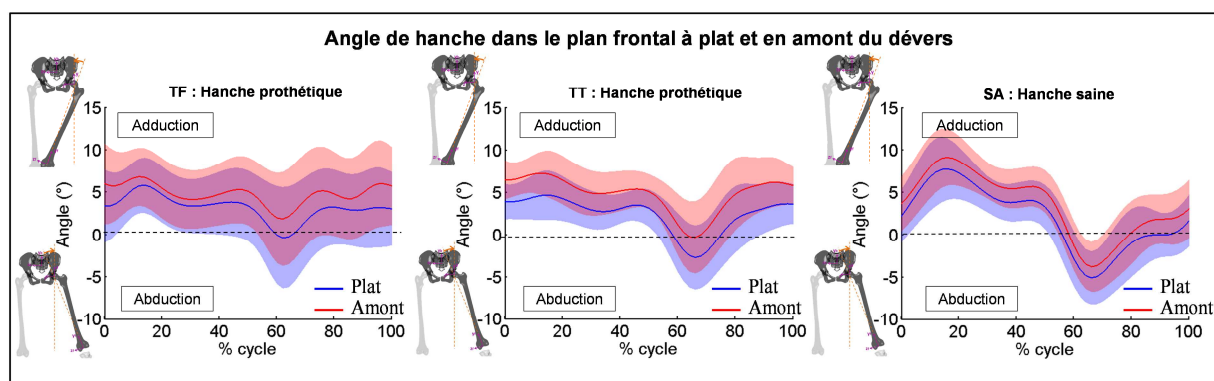


Figure 58 : **Angle d'adduction/abduction de hanche à plat et en amont côté prothétique** chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).

Chez les TT, l'inclinaison médiale du fémur du membre résiduel à 30% du cycle de marche augmente en amont par rapport au plat¹¹. Cette augmentation est du même ordre de grandeur que chez les sujets asymptomatiques (différence non significative des adaptations entre les deux groupes), dont l'inclinaison médiale du fémur à 30% du cycle de marche augmente en moyenne de $1.2 \pm 0.6^\circ$ en amont par rapport au plat. En revanche, **chez les TF il n'y a pas de modification significative de l'inclinaison du fémur en amont** pendant l'appui unipodal prothétique (Tableau 41).

De plus, pour les deux populations de patients amputés, **la courbe de cinématique du bassin est décalée vers l'inclinaison controlatérale sur le cycle amont A** (Figure 59). Ainsi, le bassin des TT et TF reste plus incliné qu'à plat vers le pied sain (qui est en aval) pendant tout le cycle de marche. D'après le Tableau 41, le décalage de la courbe est d'environ 1.0° lors de l'appui chez les TT et les TF.

Pendant la phase oscillante du pied prothétique en amont, on observe une augmentation d'environ 2.0° , fortement significative, de l'inclinaison controlatérale du bassin vers le pied sain en appui (Tableau 41). De plus, en tout début de phase oscillante prothétique alors qu'à plat le bassin est encore incliné du côté prothétique, en dévers (lorsque le pied prothétique est en amont), le bassin est déjà incliné du côté sain (Figure 59). **Chez les sujets amputés, c'est la phase oscillante du membre prothétique en amont qui montre les plus importantes adaptations au bassin par rapport au plat.**

		TF					TT				
		Valeur à plat		Variation AmontA / Plat A		Interprétation par rapport au plat	Valeur à plat		Variation AmontA / Plat A		Interprétation par rapport au plat
		moy	std	moy	std		moy	std	moy	std	
FEMUR A	Angle à 30% ($^\circ$)	-0.1	1.7	-0.6	0.9	NS	-3.5	2.2	-1.3**	1.3	Augmentation de 45% de l'inclinaison médiale
HANCHE A	Angle à 0% ($^\circ$)	3.3	4.2	2.6**	1.3	Augmentation de 87% de l'adduction	3.9	2.0	2.6**	1.1	Augmentation de 64% de l'adduction
	Amplitude de l'angle en phase d'appui ($^\circ$)	4.8	1.9	-0.2	1.2	NS	3.6	2.4	0.1	1.3	NS
	Valeur moyenne de l'angle en phase d'appui ($^\circ$)	4.1	3.0	1.0*	1.0	Augmentation de 24% de l'adduction	3.4	1.8	2.1**	1.3	Augmentation de 70% de l'adduction
BASSIN	Pic de l'angle en phase d'appui ($^\circ$)	-2.6	2.0	0.9*	1.0	Diminution de 30% de l'inclinaison homolatérale	-2.2	1.9	0.8*	1.0	Diminution de 38% de l'inclinaison homolatérale
	Pic de l'angle en phase oscillante ($^\circ$)	4.0	2.5	2.2**	1.5	Augmentation de 55% de l'inclinaison controlatérale	2.0	1.4	1.9**	1.2	Augmentation de 93% de l'inclinaison controlatérale

Tableau 41 : **Variations des paramètres d'angle du fémur, de la hanche et du bassin dans le plan frontal entre le plat et l'amont côté prothétique** pour les trois populations de sujets. Différence significative entre le plat et l'amont à $p < 0.01$ pour

* et $p < 0.001$ pour **. NS = différence non significative.

¹¹ Cela signifie que la partie distale du fémur du membre résiduel à 30% du cycle de marche est plus médiale par rapport à la partie proximale du fémur en amont qu'à plat (voir Tableau 18 page 49).

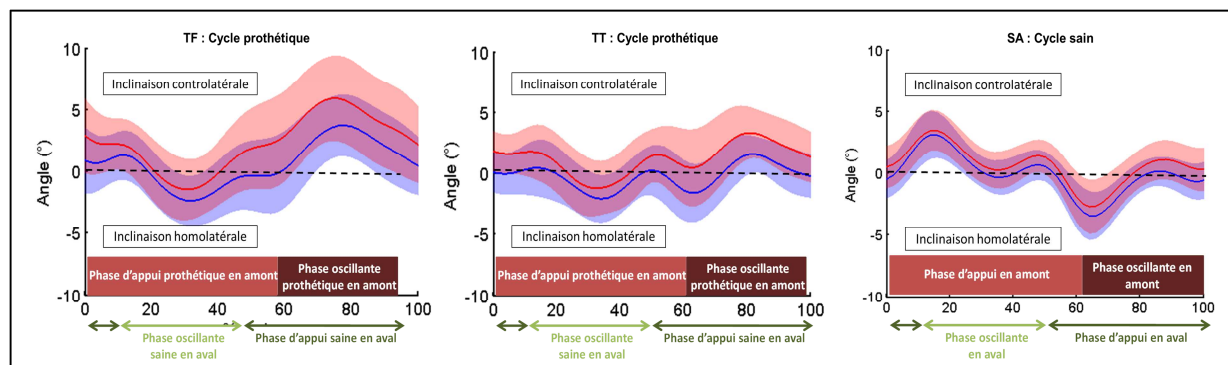


Figure 59 : **Angle d'inclinaison du bassin** pour le cycle côté prothétique à plat (en bleu) et pour le cycle **côté prothétique en amont** (en rouge) chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).

Simultanément, en aval du côté controlatéral en appui, on observe une diminution significative de l'inclinaison médiale du fémur¹² à 30% de $1.1 \pm 0.9^\circ$ chez les TF et de $1.1 \pm 0.7^\circ$ chez les TT. Ces variations sont du même ordre de grandeur que chez les sujets contrôles (diminution de $0.8 \pm 0.5^\circ$ de l'adduction du fémur). Ces variations ainsi que celles du bassin induisent que l'angle d'adduction de la hanche controlatérale en phase d'appui diminue significativement (diminution de $2.1 \pm 1.8^\circ$ chez les TF et de $2.7 \pm 1.2^\circ$ chez les TT de la valeur moyenne de l'angle).

Adaptations cinématiques des articulations des membres inférieurs dans le plan sagittal

Des adaptations dans le plan sagittal au niveau des membres inférieurs ont été observées pendant la phase oscillante du membre appareillé en amont (Figure 60).

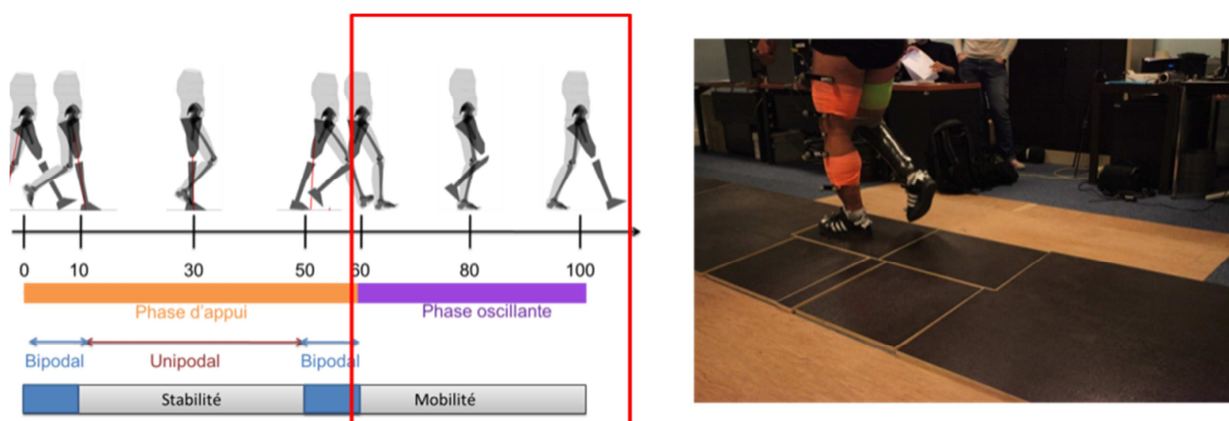


Figure 60 : Illustration de la phase oscillante du pied prothétique et de l'appui monopodal du pied sain dans le cycle prothétique

En phase oscillante du membre appareillé, chez les patients amputés transtibiaux uniquement des augmentations significatives du maximum de flexion du genou résiduel ($1.4 \pm 1.6^\circ$) et de la flexion de hanche ($2.1 \pm 2.4^\circ$) du côté appareillé sont observées.

¹² La partie distale du fémur est médiale par rapport à la partie proximale du fémur (voir Tableau 18 page 49)

Pendant la phase d'appui du côté sain en aval, la flexion maximale du genou diminue significativement pour tous les sujets (Tableau 42). Cette adaptation de 2.8° chez les sujets amputés transtibiaux n'est pas significativement différente de celle des sujets contrôles ($2.9 \pm 2.8^\circ$).

De plus, à plat, seuls les patients amputés transfémoraux, ont une valeur positive du pic de puissance à la cheville saine pendant l'appui unipodal sur le membre sain (Tableau 42). Ceci indique que, dans l'ensemble, les patients utilisent la stratégie du vaulting de cheville pendant le passage du pas prothétique à plat (comme expliqué dans l'article présenté en Annexe F, ce n'est pas forcément le cas pour tous les patients transfémoraux). On observe une augmentation du pic moyen de puissance générée dans la cheville saine en phase d'appui unipodal en dévers.

		TF				TT					
		Valeur à plat		Variation AvalS / Plat S		Interprétation par rapport au plat	Valeur à plat		Variation AvalS / Plat S		Interprétation par rapport au plat
		moy	std	moy	std		moy	std	moy	std	
CHEVILLE S	Maximum de puissance en appui unipodal (W/kg)	0.22	0.30	0.18*	0.20	Augmentation de 82% du pic de puissance générée	-0.10	0.08	0.00	0.10	NS
GENOU S	Angle de flexion maximum en phase d'appui (°)	61.7	3.6	-5.5 **	3.0	Diminution de 26% de la flexion	61.2	59.1	-2.8*	3.0	Diminution de 18% de la flexion

Tableau 42 : Variations des paramètres de cheville et du genou dans le plan sagittal entre le plat et l'aval côté sain pour les trois populations de sujets. Différence significative entre le plat et l'amont à $p < 0.01$ pour * et $p < 0.001$ pour **. NS = différence non significative.

2.3.2. RESULTATS : ANALYSE DE LA MARCHÉ AVEC LE PIED PROTHETIQUE EN AVAL DU DEVERS ET LE PIED CONTROLATERAL EN AMONT DU DEVERS

La Figure 61 illustre la condition de marche étudiée dans ce paragraphe de résultats.



Figure 61 : Illustration de la condition de marche étudiée : le pied prothétique est en aval du dévers et le pied sain est en amont

Adaptations spatio-temporelles

Les paramètres spatio-temporels et leurs variations sont présentés dans le Tableau 43 pour les deux populations de sujets amputés (TF et TT) lorsque le pied prothétique est en aval et le pied controlatéral est en amont du dévers.

	Unité	TF						TT					
		Plat		Dévers		Variation		Plat		Dévers		Variation	
		Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Vitesse	m/s	1.24	0.14	1.13**	0.15	-0.12**	0.09	1.22	0.15	1.09**	0.14	-0.13**	0.10
Longueur du pas amputé	m	0.69	0.08	0.63**	0.09	-0.06**	0.04	0.68	0.06	0.63**	0.08	-0.05**	0.04
Largeur du pas amputé	m	0.18	0.05	0.18	0.06	0.00	0.02	0.19	0.05	0.17*	0.06	-0.02*	0.02
Longueur du pas sain	m	0.65	0.07	0.64	0.09	0.00	0.04	0.64	0.06	0.61*	0.06	-0.03*	0.03
Largeur du pas sain	m	0.20	0.06	0.20	0.05	0.00	0.03	0.20	0.05	0.20	0.05	0.00	0.04

Tableau 43 : Paramètres et adaptations spatio-temporels entre le plat et le dévers quand le pied prothétique est en aval et le pied controlatéral en amont chez les patients amputés transtibiaux et transfémoraux. * indique une différence significative entre le plat et la condition (amont ou aval) à $p < 0.01$ et ** à $p < 0.001$

Entre la marche à plat et la marche en dévers lorsque le pied prothétique est en aval, la vitesse de marche diminue significativement. Chez les sujets amputés transfémoraux, la longueur du pas prothétique en aval diminue significativement par rapport au plat de 6 cm en moyenne mais la longueur du pas sain en amont n'est pas modifiée par rapport au plat. En dévers la longueur des pas côté appareillé et côté sain deviennent équivalents. Chez les sujets amputés transtibiaux, la longueur du pas prothétique et du pas sain diminue significativement. De plus, chez les sujets amputés transtibiaux, la largeur du pas prothétique en aval du dévers diminue significativement par rapport au plat.

Modifications de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol

La Figure 62 présente les courbes des composantes médio-latérales de la résultante des efforts de réaction du sol projetée dans le repère $R_{\text{situation}}$ (1^{er} encadré) et dans le repère R_{global} (2nd encadré).

Dans le repère $R_{\text{situation}}$, pour les deux populations de patients la composante médio-latérale de l'effort de réaction du sol est modifiée entre le plat et le dévers :

- **En aval, l'effort reste orienté médialement par rapport au pied prothétique (comme à plat) et les paramètres (1^{er} et 2^{ème} maxima et minimum) augmentent significativement entre le plat et l'aval.**
- **En amont, l'effort est orienté latéralement par rapport au pied sain et les paramètres sont du même ordre de grandeur qu'à plat (mais de signes opposés).**

Comme chez les sujets contrôles et lorsque le pied prothétique est en amont, on remarque que le premier maximum de la composante médio-latérale de l'effort dans le repère $R_{\text{situation}}$ sur le pied amont est atteint significativement plus tôt dans le cycle de marche.

Dans le repère R_{global} , des différences sont observées sur la composante médio-latérale de l'effort de réaction du sol (Figure 62). Les variations significatives indiquent une diminution des paramètres caractérisant la courbe de la composante médio-latérale de l'effort dans le repère R_{global} . Cependant ces variations sont très faibles, de l'ordre de 1-2% du poids.

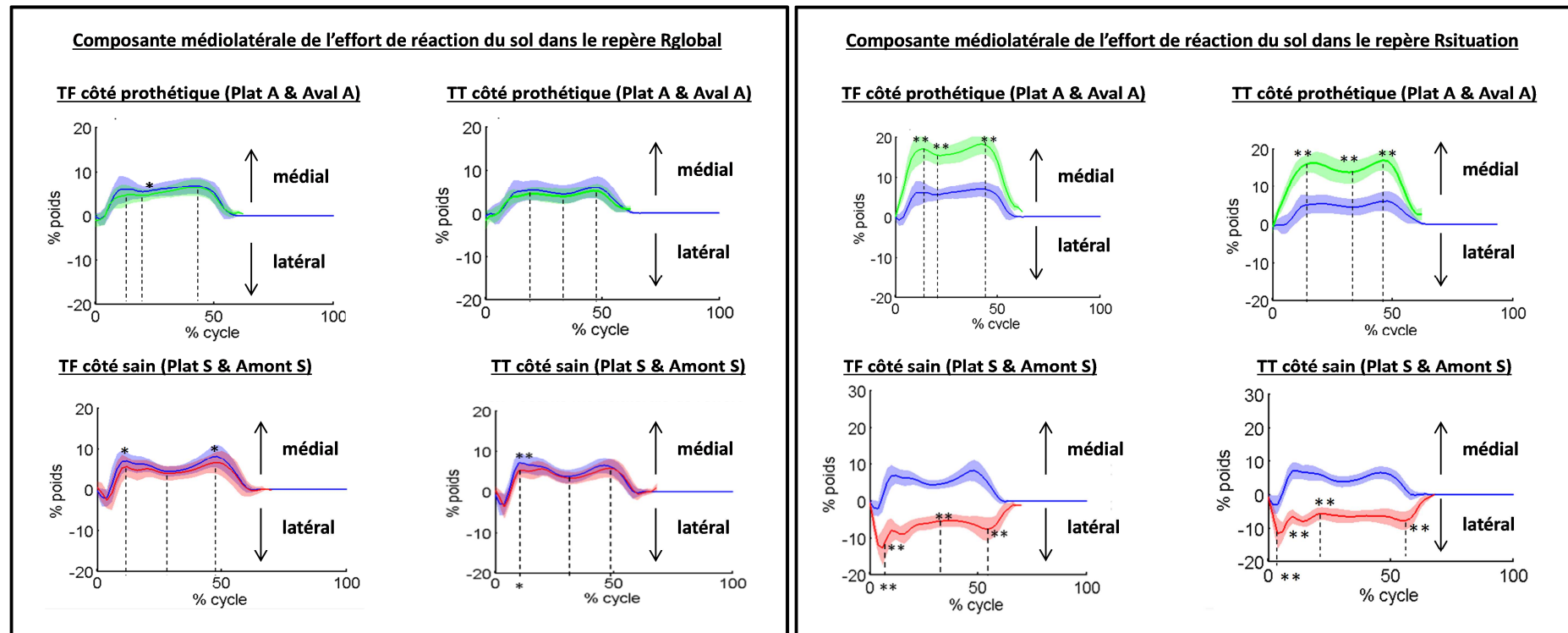


Figure 62 : Corridors des composantes médio-latérales de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol projetée dans le repère Rglobal (1er encadré) et dans le repère Rsituation (2ème encadré) à plat en bleu, en aval côté prothétique (avaA) en vert et en amont côté sain (amontS) en rouge. Une différence significative d'un paramètre calculé sur les courbes entre le plat et la condition amont ou aval est indiquée par * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$.

Adaptations de la cheville prothétique dans le plan frontal

En phase d'appui, la **cheville prothétique a une mobilité en varus** avec un maximum atteint à 46% du cycle de $2.3 \pm 1.5^\circ$ de varus, chez les TT, et de $3.9 \pm 2.2^\circ$, chez les TF. Une augmentation d'environ 2.0° de l'amplitude de l'angle de cheville prothétique est observée (Tableau 44). **Le comportement cinématique de la cheville prothétique en aval du dévers est très différent de celui de la cheville saine observée chez les sujets contrôles** (Figure 63), pour laquelle on observe une position angulaire en varus qui précède l'attaque du pas, et un mouvement articulaire amenant la cheville du varus vers le valgus pendant l'appui.

Chez les sujets asymptomatiques, le moment de varus à la cheville reste équivalent à celui observé à plat. En revanche, chez les sujets amputés, **le moment à la cheville prothétique en aval du dévers devient un moment de valgus** (Figure 64). Son maximum de 0.16 Nm/kg est atteint à 31% du cycle de marche, soit au milieu de l'appui unipodal pour les deux groupes de patients.

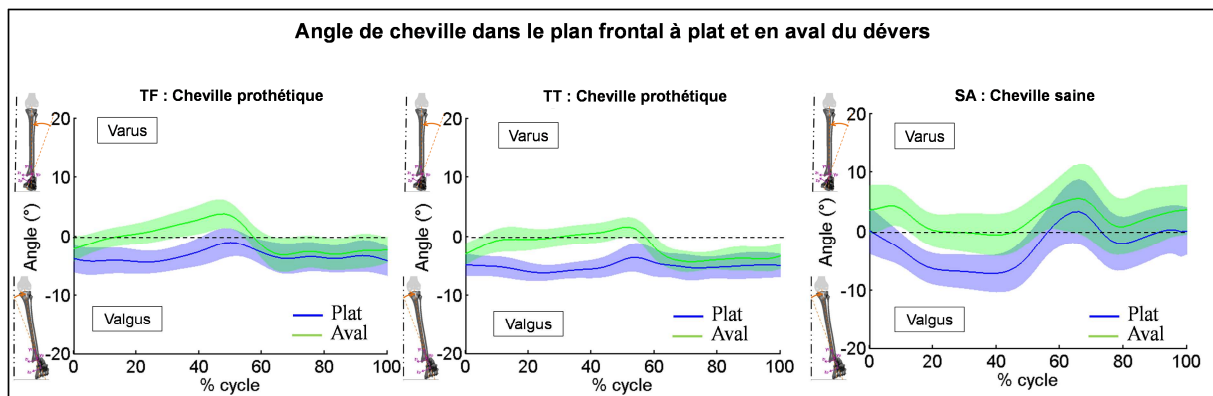


Figure 63 : **Angle de varus/valgus de cheville à plat et en aval côté prothétique** chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transstibiaux (2ème graphe) et pour la cheville saine des sujets asymptomatiques (3ème graphe)

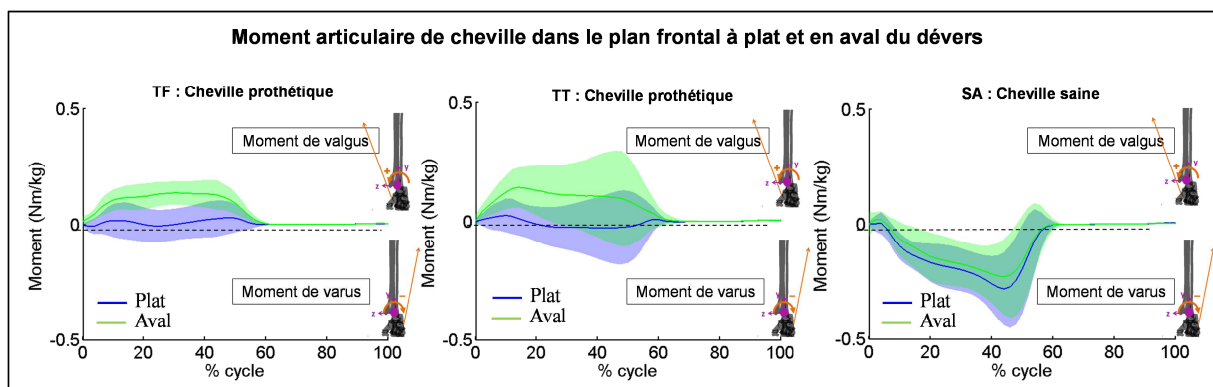


Figure 64 : **Moment de varus/valgus de cheville à plat et en aval côté prothétique** chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transstibiaux (2ème graphe) et pour la cheville saine des sujets asymptomatiques (3ème graphe)

CHEVILLE A PLAN FRONTAL	TF					TT				
	Valeur à plat		Variation AvalA / Plat A		Interprétation par rapport au plat	Valeur à plat		Variation AvalA / Plat A		Interprétation par rapport au plat
	moy	std	moy	std		moy	std	moy	std	
Amplitude de l'angle en phase d'appui (°)	4.2	1.6	2.0**	0.9	Augmentation de 47% de l'amplitude	3.9	1.6	1.9*	2.2	Augmentation de 47% de l'amplitude
Pic de l'angle en phase d'appui (°)	-5.0	2.1	9.0**	2.2	L'angle devient un angle de varus	-6.8	1.2	9.1**	1.4	L'angle devient un angle de varus
Pic du moment en phase d'appui (Nm/kg)	0.04	0.09	0.12**	0.07	Le moment devient un moment de valgus	-0.01	0.17	0.17**	0.13	Le moment devient un moment de valgus

Tableau 44 : Variations des paramètres d'angle et moment à la cheville dans le plan frontal entre le plat et l'aval côté prothétique pour les trois populations de sujets. Différence significative entre le plat et l'amont à $p < 0.01$ pour * et $p < 0.001$ pour **.

Adaptations du genou, de la hanche et du bassin dans le plan frontal

L'amplitude de l'angle et le maximum du moment articulaire des genoux des deux membres inférieurs ne sont pas modifiés significativement pour les trois populations de sujets.

Le moment articulaire aux deux hanches n'est pas significativement modifié entre le plat et le dévers chez les sujets amputés.

L'angle de la hanche côté amputé dans le plan frontal est décalé vers l'abduction en phase d'appui. Ce phénomène a été observé également chez les sujets contrôles dont la valeur moyenne de l'angle d'adduction de hanche en phase d'appui diminue de $1.2 \pm 0.7^\circ$ entre le plat et l'aval.

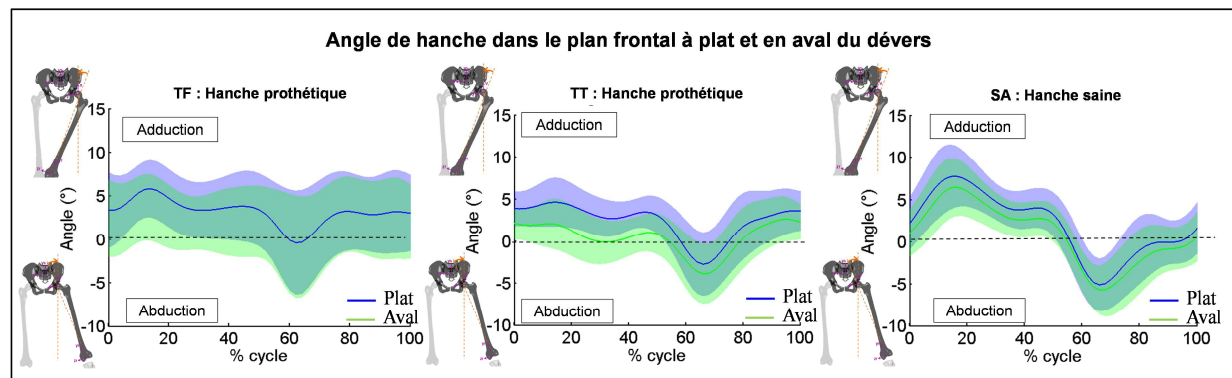


Figure 65 : **Angle d'adduction/abduction de hanche à plat et en aval côté prothétique** chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transtibiaux (2ème graphe) et pour la hanche saine des sujets asymptomatiques (3ème graphe)

Chez les TF, le fémur résiduel, qui est à la verticale ($-0.1 \pm 1.7^\circ$ d'inclinaison) pendant la locomotion à plat, est incliné latéralement de $0.7 \pm 1.7^\circ$ à 30% du cycle prothétique en aval du dévers. Chez les TT, on retrouve le même phénomène que chez les sujets asymptomatiques, avec une diminution de l'inclinaison médiale du fémur de 1.3° (variation de $0.8 \pm 0.5^\circ$ chez les SA).

En amont du côté controlatéral, chez les TF et les TT on observe une augmentation significative de l'inclinaison médiale du fémur à 30% ($1.5 \pm 0.6^\circ$ chez les TF et $1.3 \pm 0.7^\circ$ chez les TT). De plus, l'angle d'adduction de hanche en phase d'appui augmente de $1.4 \pm 1.2^\circ$ chez les TF et de $2.1 \pm 1.3^\circ$ chez les TT de la valeur moyenne de l'angle de la hanche controlatérale pendant l'appui. Ces variations sont du même ordre de grandeur que chez les SA (augmentation de $0.7 \pm 0.6^\circ$ de l'inclinaison du fémur à 30% vers l'adduction, augmentation de $1.1 \pm 0.8^\circ$ de la valeur moyenne de l'angle d'adduction de la hanche saine pendant l'appui).

Le bassin, dont la cinématique dans le plan frontal suit le même « pattern » qu'à plat, reste davantage incliné qu'à plat vers le pied prothétique pendant toute sa phase d'appui en aval. Ce décalage de l'inclinaison du bassin de plus de 1° est observé chez les TT et les TF.

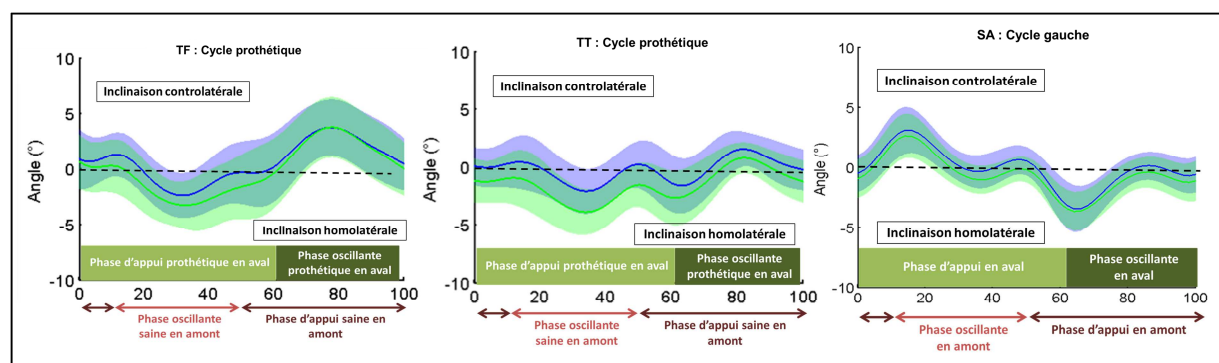


Figure 66 : **Angle d'inclinaison du bassin pour le cycle côté prothétique** à plat (en bleu) et pour le cycle côté prothétique en aval (en vert) chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).

		TF					TT				
		Valeur à plat		Variation Aval A / Plat A		Interprétation par rapport au plat	Valeur à plat		Variation Aval A / Plat A		Interprétation par rapport au plat
		moy	std	moy	std		moy	std	moy	std	
FEMUR A	Angle à 30% (°)	-0.1	1.7	0.8**	0.6	Inclinaison latérale du fémur	-3.5	2.2	1.3**	1.1	Diminution de 39% de l'inclinaison médiale
HANCHE A	Angle à 0% (°)	3.3	4.2	-0.9	1.2	NS	3.9	2.0	-1.7**	1.1	Diminution de 44% de l'adduction
	Amplitude de l'angle en phase d'appui (°)	4.8	1.9	0.5	1.4	NS	3.6	2.4	0.2	1.0	NS
	Valeur moyenne de l'angle en phase d'appui (°)	4.1	3.0	-1.7**	1.1	Augmentation de 42% de l'abduction	3.4	1.8	-2.7**	1.3	Diminution de 78% de l'adduction
BASSIN	Pic de l'angle en phase d'appui (°)	-2.6	2.0	-1.3**	1.1	Augmentation de 51% de l'inclinaison homolatérale	-2.2	1.9	-1.9**	1.3	Augmentation de 83% de l'inclinaison homolatérale
	Pic de l'angle en phase oscillante (°)	4.0	2.5	-0.2	1.0	NS	2.0	1.4	-1.0*	0.9	Diminution de 49% de l'inclinaison controlatérale

Tableau 45 : Variations des paramètres d'angle du fémur, de la hanche et du bassin dans le plan frontal entre le plat et l'aval côté prothétique pour les trois populations de sujets. Différence significative entre le plat et l'amont à $p < 0.01$ pour * et $p < 0.001$ pour **. NS = différence non significative.

2.4. DISCUSSION

L'objectif de cette étude est de comprendre comment les sujets amputés de membre inférieur s'adaptent au dévers, lorsque le pied prothétique est en amont d'une part, et lorsqu'il est en aval d'autre part. L'étude sur les sujets asymptomatiques a montré que cette situation induit une perturbation dans le plan frontal qui résulte de l'inclinaison de la surface d'appui à laquelle la cheville doit s'adapter, et de la différence de hauteur induite entre les membres inférieurs en particulier pendant la phase oscillante pour la problématique du passage du pas. Chez les sujets amputés, on peut s'attendre à ce que les limitations et compensations déjà observées pendant la marche à plat (décrites dans la partie II) soient exacerbées par la contrainte du dévers.

Ainsi, plusieurs questions ont été formulées dans la problématique :

- Les sujets amputés peuvent-ils s'adapter comme les sujets asymptomatiques à l'inclinaison de la surface d'appui par rapport au plat, grâce à des adaptations dans le plan frontal au niveau des articulations des membres inférieurs pendant la phase d'appui et en particulier au niveau de la cheville prothétique ?
- L'inclinaison de la surface de marche pendant la locomotion en dévers entraîne-t-elle chez les sujets amputés des modifications dans le plan frontal des moments articulaires des articulations saines ou résiduelles des membres inférieurs et de la cinématique du bassin ?
- Les sujets amputés peuvent-ils s'adapter comme les sujets asymptomatiques à la différence de hauteur induite entre les membres inférieurs par l'inclinaison de la surface pendant la phase oscillante du membre prothétique lorsque la prothèse est en amont du dévers, compte tenu de l'absence de mobilité de la cheville prothétique ?
- Les stratégies de marche utilisées à plat pour éviter de heurter le sol pendant le passage du pas prothétique, telles que le vaulting du pied sain en phase d'appui unipodal (chez les patients amputés transfémoraux) et l'élévation du bassin côté prothétique, sont-elles amplifiées pour assurer un passage sécurisé du pas quand le membre prothétique est en amont du dévers ?

Les résultats concernant la cinématique dans le plan frontal observée chez les sujets amputés montrent que les variations entre le plat et le dévers sont différentes de celles relevées chez le sujet asymptomatique en particulier en ce qui concerne la cheville prothétique. Même si les sujets amputés déforment la cheville prothétique dans le plan frontal en valgus en amont et en varus en aval comme le font les sujets sains, le mécanisme mis en jeu est différent. Aussi bien en appui en amont qu'en aval, l'angle maximal de cheville atteint est significativement plus faible que celui observé chez les sujets contrôles et cette déformation se fait progressivement au cours de la phase d'appui. Tous les sujets amputés transtibiaux et transfémoraux de cette étude portaient des pieds à lames déformables. Ces pieds prothétiques étant des éléments passifs, leur déformation est directement dépendante de l'effort qui leur est appliqué (Bonnet, 2009) et de la raideur du pied. Pour déformer le pied dans le plan frontal, l'application d'un moment externe résultant de l'effort de réaction du sol sur le pied est nécessaire. Ce moment est quantifié par le moment articulaire de varus-valgus de cheville. L'évolution de ce moment au cours de l'appui est cohérente avec le comportement cinématique de la cheville prothétique. Compte tenu de ce comportement, le positionnement en varus-valgus ne peut donc pas être anticipé pendant la phase oscillante précédant l'appui comme cela a été observé chez les sujets asymptomatiques. Ainsi, les patients

amputés ne peuvent adapter leur cheville prothétique au dévers que par l'interaction du pied prothétique avec la surface de marche qui est inclinée.

Ces limites induites par les composants prothétiques semblent avoir des répercussions sur la cinématique du bassin. Les études antérieures dans la littérature ont déjà montré que la cinématique du bassin est significativement différente pour les sujets amputés transtibiaux et transfémoraux de celle des sujets asymptomatiques (Michaud, et al., 2000) (Goujon-Pillet, et al., 2008). A plat, les sujets amputés ont une inclinaison du bassin du côté en appui au cours de l'appui unipodal alors que les sujets sains présentent une inclinaison quasi nulle du bassin durant cette même période du cycle¹³. Nos résultats montrent que l'inclinaison du bassin en appui est accentuée chez les amputés transfémoraux en comparaison avec les amputés transtibiaux. Lors de la marche en dévers, contrairement aux sujets sains qui réussissent à conserver une cinématique du bassin dans le plan frontal équivalente par rapport au plat, les sujets amputés transtibiaux et transfémoraux, présentent une augmentation de l'inclinaison du bassin vers le côté en aval au cours de l'appui, que la prothèse soit en amont ou en aval du dévers.

En ce qui concerne les moments articulaires dans le plan frontal dans les articulations du genou et de la hanche, on montre que ceux-ci sont plus faibles à plat chez les sujets amputés du côté appareillé que chez les sujets asymptomatiques, ce qui est cohérent avec la littérature (Chang, et al., 2011) (Rueda, et al., 2013). Les hypothèses, pouvant expliquer cette différence, sont la réduction des capacités musculaires des sujets amputés consécutives à l'atrophie musculaire en particulier chez le sujet amputé transfémoral (Jaegers, et al., 1996) ou la nécessité de maintenir des moments dans l'emboîture d'un niveau le plus faible possible (Beyaert, et al., 2008) (Grumillier, et al., 2008). Au cours de la marche en dévers, les tests statistiques indiquent que les moments articulaires dans le genou et la hanche du côté appareillé chez les sujets amputés transtibiaux, dans la hanche résiduelle chez les patients amputés transfémoraux, et dans le genou et la hanche controlatéraux chez tous les patients amputés, ne sont pas modifiés entre le plat et le dévers. Ce résultat indiquerait que les stratégies d'adaptation au dévers pourraient être conditionnées par la déficience des fonctions musculaires ou l'antalgie. En particulier, il a été montré que la fréquence de l'apparition de pathologie telle que l'arthrose dans le genou résiduel des sujets amputés transtibiaux ou dans le genou controlatéral des amputés transtibiaux et transfémoraux augmentait avec l'intensité des moments dans le plan frontal à plat (Haim, et al., 2008) (Morgenroth, et al., 2011).

Au cours de la locomotion, les moments articulaires assurent l'équilibre dynamique des segments soumis principalement au moment de l'effort de réaction du sol pendant la phase d'appui. Celui-ci dépend directement de la norme de l'effort de réaction du sol et du bras de levier. Nos résultats ont montré que la norme de l'effort de réaction du sol diminue chez les sujets amputés, bien que la composante médio-latérale en projection dans le repère R_{global} soit maintenue constante lors de la marche en dévers par rapport au plat. Cette variation est consécutive à une diminution des deux autres composantes (longitudinale et verticale) qui accompagne une réduction de la vitesse moyenne de marche pour les deux populations de sujets amputés entre le plat et le dévers, que la prothèse soit en amont ou en aval. Cette adaptation est similaire à celle observée dans la population de sujets contrôles (Partie II – Chapitre V – Paragraphe 2). En particulier, le fait que l'accélération médio-latérale du centre de gravité en dévers ne soit pas modifiée par rapport au plat chez les patients

¹³ Voir Partie II – Chapitre IV – Paragraphe 2.2.2.

amputés, est cohérent avec l'hypothèse qu'il existe une stratégie visant à contrôler l'accélération du centre de gravité chez les sujets amputés, comme le suggèrent Damavandi *et al.* (Damavandi, et al., 2012), chez les sujets asymptomatiques.

D'autre part, les bras de levier, c'est-à-dire les positions relatives des centres articulaires par rapport au point d'application et à l'orientation de la résultante des efforts au sol, sont notamment modifiés par les adaptations de l'inclinaison du fémur pendant l'appui unipodal lors de la marche en dévers par rapport au plat. L'inclinaison médiale du fémur augmente en amont et diminue en aval, ce qui tend à rapprocher les centres articulaires du genou et de la hanche de la ligne de charge (Figure 67) et ainsi à diminuer les bras de levier. Cette adaptation, qui est observée chez les sujets asymptomatiques et les sujets amputés transtibiaux, n'est pas retrouvée chez les amputés transfémoraux lorsque la prothèse est en appui en amont. Plusieurs hypothèses pourraient expliquer cette différence : des conflits cinématiques de l'emboîture avec le bassin (Rabuffetti, et al., 2005), ou une limitation du secteur articulaire d'adduction, ou encore une déficience de la fonction des muscles abducteurs de hanche (Jaegers, et al., 1996). Les résultats ont donc montré des limites dans l'adaptation des patients amputés transfémoraux lors de l'appui unipodal du membre appareillé en amont du dévers (pas d'adaptation de l'inclinaison du fémur). Puisque les sujets amputés transfémoraux déambulent en dévers avec une vitesse similaire à celle des sujets amputés transtibiaux et des sujets asymptomatiques, l'existence d'adaptations complémentaires au niveau des membres supérieurs peut être présumée.

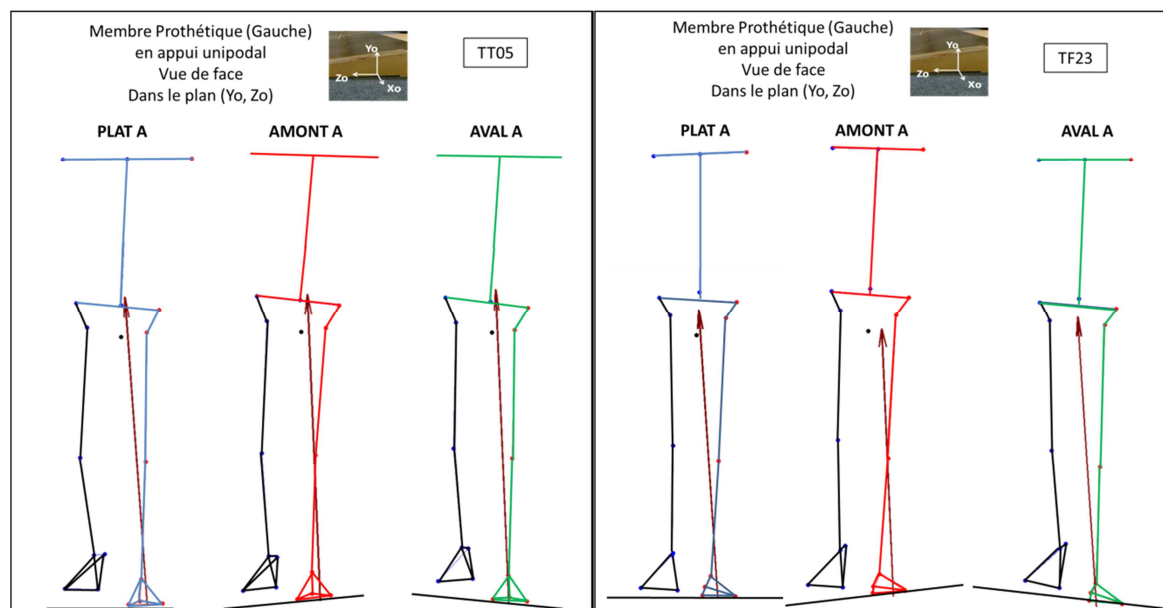


Figure 67 : Illustration de l'appui unipodal sur le membre appareillé lors d'un passage d'un patient amputé transtibial (TT05) (cadre de gauche) et d'un patient amputé transfémoral (TF23) (cadre de droite) à plat et en dévers (prothèse en amont et en aval).

En ce qui concerne la problématique du passage du pas lorsque la prothèse se trouve en amont du dévers, on retrouve comme chez les sujets asymptomatiques pour les deux populations de patients une diminution de la flexion maximale du genou sain en appui en aval du dévers. L'accroissement de la longueur fonctionnelle du membre en aval qui en résulte est une adaptation nécessaire au cours

de la locomotion au dévers (Dixon & Pearsall, 2010). Cependant en complément de cette adaptation, des stratégies de compensations spécifiques à chaque population ont pu être identifiées.

Ainsi, chez les patients amputés transtibiaux en phase oscillante, la flexion de la hanche et du genou du côté appareillé augmente significativement. De plus, dès le début de la phase oscillante une augmentation d'environ 2° de l'inclinaison du bassin vers le côté controlatéral en appui est observée et maintenue pendant le passage du pas prothétique. Cette stratégie d'« élévation du bassin », déjà utilisée à plat par les patients amputés transtibiaux (Michaud, et al., 2000), complète les adaptations mises en place dans le plan sagittal au genou et à la hanche du côté appareillé en phase oscillante. Ces adaptations permettent aux patients amputés transtibiaux d'ajuster la distance entre le pied prothétique et le sol en raccourcissant le membre appareillé et d'éviter de toucher la pointe du pied avec le sol, ce qui pourrait conduire à la chute.

Chez les patients amputés transfémoraux, la perturbation occasionnée par le dévers tend à accentuer les défauts de marche qui ont pu être déjà décrits dans la littérature pour faciliter le passage du pas (Smith, et al., 2004) (Starholm, et al., 2010). En particulier, on peut citer le vaulting qui peut être caractérisé par un pic de puissance en phase d'appui à la cheville saine (article en Annexe F) et l'inclinaison du bassin du côté en appui notamment lors de l'appui unipodal du côté sain (stratégie d'élévation du bassin) (Cappozzo, et al., 1982) (Michaud, et al., 2000) (Goujon-Pillet, et al., 2008). En moyenne, le pic de puissance en phase d'appui à la cheville saine augmente et met en lumière l'utilisation de la stratégie du vaulting de cheville pour le passage du pas prothétique en amont. L'écart-type de ce paramètre est grand, tous les sujets n'utilisaient pas cette stratégie de vaulting. Concernant la stratégie de « l'élévation du bassin », les résultats montrent une augmentation de l'inclinaison homolatérale du bassin vers le côté sain en appui d'environ 2.0° pendant la phase oscillante du membre appareillé. Ces résultats sont en faveur d'une accentuation du défaut « d'élévation du bassin » dans le plan frontal entre le plat et le dévers.

Les principales limites de l'étude résident dans les contraintes imposées par l'analyse de la locomotion des sujets amputés. Tout d'abord, l'alignement des prothèses est optimisé pour chaque sujet avec une hauteur de talon donnée qui contraint au port des chaussures lors de l'analyse de la locomotion. La mobilité de cheville évaluée dans notre protocole prend donc en compte à la fois les mouvements du pied par rapport au tibia, mais également ceux de la chaussure par rapport au pied. Ceci explique en particulier la variation d'environ 1.5° de l'angle de varus/valgus de la cheville prothétique en phase oscillante entre le dévers (amont et aval) et le plat.

Dans ce travail, le choix d'utiliser la moyenne pour caractériser les adaptations de chaque groupe de patients amputés se justifie par le profil homogène au regard non seulement du niveau d'activité élevé des sujets, mais également de leur appareillage.

Toutefois, les capacités physiques individuelles influencent la comparaison entre les groupes. On remarque dans notre étude que les vitesses moyennes de marche des deux populations de sujets amputés sont du même ordre de grandeur à plat et en dévers. D'après Schmalz *et al.* (Schmalz, et al., 2002), la dépense énergétique à la marche est plus importante à vitesse de marche équivalente pour les sujets amputés transfémoraux par rapport aux sujets amputés transtibiaux. Ainsi, les vitesses de

confort mesurées chez les patients amputés transfémoraux de l'étude indiqueraient que leurs capacités physiques leur permettent d'atteindre une performance équivalente à celle des patients amputés transtibiaux recrutés dans l'étude.

La différence de hauteur entre les membres induite par le dévers a également des répercussions lors des phases de double appui. L'analyse de ces adaptations permettrait de compléter l'étude. Les autres perspectives de cette étude seraient de prendre en compte les membres supérieurs dans le modèle cinématique et dynamique et les adaptations dans le plan transverse.

3. CONCLUSION

L'étude de la locomotion en dévers des trois populations s'est axée sur l'identification des contraintes liées au dévers en phase d'appui unipodal et en phase oscillante. La situation de locomotion lorsque la prothèse est en amont semble être la plus contraignante, en particulier pour le passage du pas prothétique pour les patients amputés transfémoraux. En appui sur le membre appareillé, puisque les patients amputés transtibiaux ont conservé leur genou, leur adaptation au dévers est plus proche de celle des sujets asymptomatiques que les sujets amputés transfémoraux. Cependant pour tous les sujets amputés, le mode d'adaptation des pieds prothétiques, éléments passifs, sur la surface inclinée du dévers est différent du schéma d'adaptation anticipée observé pour la cheville saine des sujets asymptomatiques. Leur mobilité dépend directement du moment de la résultante des efforts de réaction du sol. Les différences observées sur le mode d'adaptation des pieds prothétiques et la mise en place de stratégies permettant de conserver les moments articulaires de hanche et de genou par rapport au plat se répercutent sur les mouvements du bassin qui sont modifiés pendant la marche en dévers par rapport au plat, contrairement aux sujets contrôles.

CHAPITRE VII : ANALYSE DE LA LOCOMOTION DES PATIENTS AMPUTES EN PENTE : INFLUENCE DES CAPACITES PHYSIQUES DES PATIENTS AMPUTES TRANSTIBIAUX SUR LEUR ADAPTATION BIOMECHANIQUE A LA PENTE

L'étude de la locomotion en pente des patients amputés de membre inférieur a donné lieu à la rédaction d'un article qui a été accepté dans la revue *Journal of Rehabilitation Research and Development* (Langlois, et al., 2014). Cet article a été rédigé à partir des travaux de Master de Karine Langlois (Langlois, 2012). Dans cette étude, l'analyse de la locomotion en pente a été faite sur une population de patients amputés transtibiaux uniquement. Ce chapitre est la traduction de l'article original reproduit en Annexe G intitulé : *Influence of transtibial amputee physical capacities on gait adjustments on sloped surfaces*.

Sommaire du chapitre

1.	<i>Introduction</i>	155
2.	<i>Matériel et Méthodes</i>	157
2.1.	<i>Sujets</i>	157
2.2.	<i>Protocole</i>	157
2.3.	<i>Analyse des données</i>	158
2.1.	<i>Statistiques</i>	159
3.	<i>Résultats</i>	160
3.1.	<i>Paramètres musculaires et scores fonctionnels</i>	160
3.2.	<i>Corrélations entre les variations des paramètres biomécaniques et les résultats musculaires et fonctionnels</i>	160
4.	<i>Discussion</i>	163
5.	<i>Conclusion</i>	165

1. INTRODUCTION

Le niveau d'activité des patients amputés transtibiaux dépend de leur condition physique, de leurs composants prothétiques, ainsi que de l'utilisation de leur prothèse. La locomotion des patients peut être évaluée par différentes approches. Tout d'abord, les capacités musculaires des patients peuvent être testées en quantifiant leur force musculaire isométrique maximale (Maffiuletti, 2010). Des évaluations fonctionnelles sont également utilisées. Elles permettent de définir un score global en se basant sur des questionnaires d'auto-évaluation comme le PPA-LCI et le SF-36, ou sur la mesure des performances comme dans le test de marche des six-minutes (Raya, et al., 2010). Enfin, l'analyse quantifiée de la marche permet d'obtenir des paramètres biomécaniques utiles pour comprendre les limitations de la marche (Sagawa, et al., 2011). Le plus souvent, tous ces paramètres (musculaires,

fonctionnels et biomécaniques) sont étudiés séparément. Seules deux études ont essayé de corrélérer ces paramètres pendant la locomotion à plat et dans les escaliers (Vanicek, et al., 2010) (Lloyd, et al., 2010).

Dans la littérature, les modifications des paramètres biomécaniques qui apparaissent lors de la locomotion en pente en comparaison à la marche sur sol plat ont déjà été décrites pour les sujets asymptomatiques. En résumé, en montée de pente, les adaptations majeures des sujets asymptomatiques sont l'augmentation des amplitudes de mouvement des articulations des membres inférieurs et l'augmentation du moment articulaire d'extension de hanche (Lay, et al., 2006) (Hansen, et al., 2004). Ces ajustements sont associés à une augmentation de la puissance générée à la cheville en fin de phase d'appui et à une augmentation de la puissance générée à la hanche en début de phase d'appui (McIntosh, et al., 2006). En descente de pente, une augmentation de l'angle de flexion du genou, du moment articulaire d'extension de genou et de la puissance absorbée au genou a été rapportée (Lay, et al., 2006) (Hansen, et al., 2004) (McIntosh, et al., 2006).

La littérature concernant la locomotion des personnes amputées transtibiales sur sol plan horizontal montre que les pics de puissance dans les articulations des membres inférieurs chez ces patients sont différents de ceux des sujets asymptomatiques. Ces différences sont dues à la perte des muscles de la cheville. Sadeghi *et al.* (Sadeghi, et al., 2001) montrent qu'une diminution de la puissance absorbée dans le genou et une augmentation de la puissance générée à la hanche du membre résiduel permettent de compenser l'absence de contrôle actif de la plantiflexion de la cheville prothétique. Ces déficiences devraient s'aggraver en montée de pente, situation dans laquelle il est nécessaire de propulser le corps (Lay, et al., 2006) (Devita, et al., 2008). Jusqu'à présent, trois études ont analysé la locomotion des patients amputés transtibiaux en pente (Vrieling, et al., 2008) (Fradet, et al., 2010) (Vickers, et al., 2008). Vrieling *et al.* (Vrieling, et al., 2008) ont étudié les ajustements cinématiques entre la montée et la descente de pente et le plat. Lors de la montée de pente, ils observent une augmentation des angles de flexion de la hanche et du genou du côté prothétique à l'attaque du pas. Lors de la descente de pente, la principale adaptation décrite était l'augmentation de la flexion du genou résiduel en fin d'appui. Dans cette étude, l'inclinaison de la pente était cependant limitée à 5% et les paramètres dynamiques n'étaient pas calculés. En revanche, Fradet *et al.* (Fradet, et al., 2010) et Vickers *et al.* (Vickers, et al., 2008) ont calculé à la fois les paramètres cinématiques et les paramètres dynamiques pour des sujets amputés transtibiaux en comparaison à des sujets asymptomatiques. Vickers *et al.* (Vickers, et al., 2008) ont notamment montré (en comparaison aux sujets asymptomatiques) que les sujets amputés transtibiaux réduisaient leur vitesse, l'amplitude de flexion de la hanche et du genou et le moment articulaire dans le genou, en particulier pendant la descente de pente. Dans ces deux études les inclinaisons des pentes étaient de 9% et 13% mais ces auteurs ne faisaient aucune comparaison à la marche sur sol plat, prise comme référence.

Les études antérieures ayant cherché à lier les paramètres musculaires aux caractéristiques de la marche ont montré des corrélations significatives. Cependant, à ce jour toutes ces études ont été menées sur sol plan horizontal (Powers, et al., 1996) (Lloyd, et al., 2010) (Raya, et al., 2010).

A notre connaissance, aucune étude n'a encore étudié le lien entre les forces musculaires, les scores fonctionnels et les paramètres biomécaniques caractérisant la locomotion en pente des patients amputés. A partir des adaptations décrites dans la littérature pour la locomotion en pente des sujets

asymptomatiques, il peut être supposé que les capacités musculaires des patients amputés transtibiaux, en particulier de la hanche pour la montée et du genou pour la descente, auront un impact important sur leur capacité à adapter leur marche d'un point de vue biomécanique en pente. Il est également attendu que cette capacité soit reliée aux scores fonctionnels communément utilisés pour évaluer le niveau d'activité physique des patients amputés de membre inférieur.

Dans ce cadre, l'objectif de cette étude est d'étudier comment les adaptations cinématiques et dynamiques entre la locomotion à plat et en pente chez les patients amputés transtibiaux sont reliées à leurs capacités musculaires et fonctionnelles individuelles.

2. MATERIEL ET METHODES

2.1. SUJETS

Sept patients actifs amputés transtibiaux (âge 48 +/- 13 ans, taille 1.74 +/- 0.05 m, poids 83 +/- 10 kg) ont participé à l'étude. Le protocole a été approuvé par le comité de protection des personnes et tous les participants ont signé un accord de consentement. Tous les patients recrutés ont été amputés pour des raisons traumatiques, à l'exception d'un patient amputé pour cause tumorale. Ils portaient tous leur propre pied prothétique. Huit sujets asymptomatiques (âge 46 +/- 19 ans, taille 1.77 +/- 0.10 m, poids 68 +/- 13 kg) ont été recrutés afin d'obtenir des données de référence pour les paramètres biomécaniques.

2.2. PROTOCOLE

La collecte de données a été menée dans deux laboratoires d'analyse du mouvement différents mais avec le même matériel, le même protocole et les mêmes opérateurs.

Concernant l'analyse biomécanique, les patients et les sujets contrôles ont été équipés de 54 marqueurs dont les positions étaient enregistrées par un système optoélectronique d'analyse du mouvement (Vicon V8i, UK) selon le protocole décrit par Pillet *et al.* (Pillet, et al., 2010). Les paramètres inertiels du corps utilisés dans la méthode de dynamique inverse pour calculer les paramètres dynamiques ont été obtenus par la méthode proposée par Pillet *et al.* (Pillet, et al., 2010). Il était demandé aux sujets de marcher à vitesse confortable sur un sol plan horizontal et sur une pente inclinée à 12%. Deux plateformes de force (AMTI, 100Hz) ont été utilisées pour mesurer les efforts de réaction du sol. Cinq acquisitions exploitables (quand un membre inférieur se posait entièrement sur une plateforme) ont été enregistrées pour chaque condition.

Concernant les évaluations musculaires et fonctionnelles, seuls les patients amputés ont été testés pendant l'examen clinique effectué avant l'analyse de la marche. La force isométrique des extenseurs de hanche, des abducteurs de hanche et des extenseurs de genou a été évaluée avec un dynamomètre manuel suivant le protocole décrit par Maffiuletti (Maffiuletti, 2010). Pour chaque groupe de muscles, la force moyenne calculée à partir de trois mesures de contraction volontaire

isométrique maximale a été normalisée par le bras de levier (calculé entre le dynamomètre et l'axe articulaire de l'articulation) et par le poids du sujet.

La longueur du moignon a été mesurée du condyle latéral du genou à l'extrémité distale et normalisée par la longueur du membre inférieur sain, mesurée du condyle latéral du genou jusqu'à la malléole latérale.

En outre, tous les sujets amputés ont rempli les questionnaires PPA-LCI et le SF-36 (Loiret, et al., 2005) (Miller, et al., 2001). Un score fonctionnel sur 70 a été calculé à partir des réponses données dans le PPA-LCI et un score sur 30 a été calculé à partir de l'item mobilité du SF-36. Les capacités fonctionnelles des sujets amputés ont également été testées avec le test de marche des six-minutes pour lequel la distance parcourue en six-minutes par les patients à plat a été mesurée (Raya, et al., 2010).

2.3. ANALYSE DES DONNEES

Les paramètres spatio-temporels, les repères anatomiques, la cinématique et la dynamique articulaires des membres inférieurs ont été calculés comme décrit par Pillet *et al.* (Pillet, et al., 2010). Tous les paramètres ont été estimés pour la montée et la descente de la pente et à plat.

Plusieurs paramètres biomécaniques identifiés comme étant significativement modifiés pour les sujets asymptomatiques pendant la marche en pente ont été sélectionnés à partir de la littérature (Lay, et al., 2006) (McIntosh, et al., 2006). Ainsi, dans chaque situation (marche à plat, en montée et descente de pente), les paramètres suivants ont été calculés: la vitesse de marche, la longueur des pas, le pourcentage de la phase d'appui et les amplitudes des angles de flexion des articulations de cheville, genou et hanche. Certains paramètres ont été calculés spécifiquement à plat et en montée de pente : l'angle de flexion de cheville à la fin de la mise en charge (20% du cycle de marche), les angles de flexion du genou et de la hanche à l'attaque du pas, le pic de puissance générée à la hanche en début d'appui et le pic de puissance générée à la cheville en fin d'appui. De même des paramètres ont été calculés spécifiquement à plat et en descente de pente : l'angle de flexion du genou en fin d'appui monopodal (40% cycle de marche), l'angle de flexion de hanche à l'attaque du pas, le pic du moment articulaire du genou en début d'appui et le pic de puissance absorbée en début d'appui. Tous ces paramètres ont été évalués pour le côté appareillé des personnes amputées et en faisant la moyenne entre le membre inférieur gauche et le membre inférieur droit pour les sujets asymptomatiques. Les variations des paramètres biomécaniques estimés entre la marche à plat et la marche en pente ont été calculées, en effectuant la différence entre la valeur d'un paramètre biomécanique en montée/descente de pente et sa valeur à plat (Figure 68). Ces variations étaient considérées comme des paramètres quantitatifs caractérisant la stratégie d'adaptation.

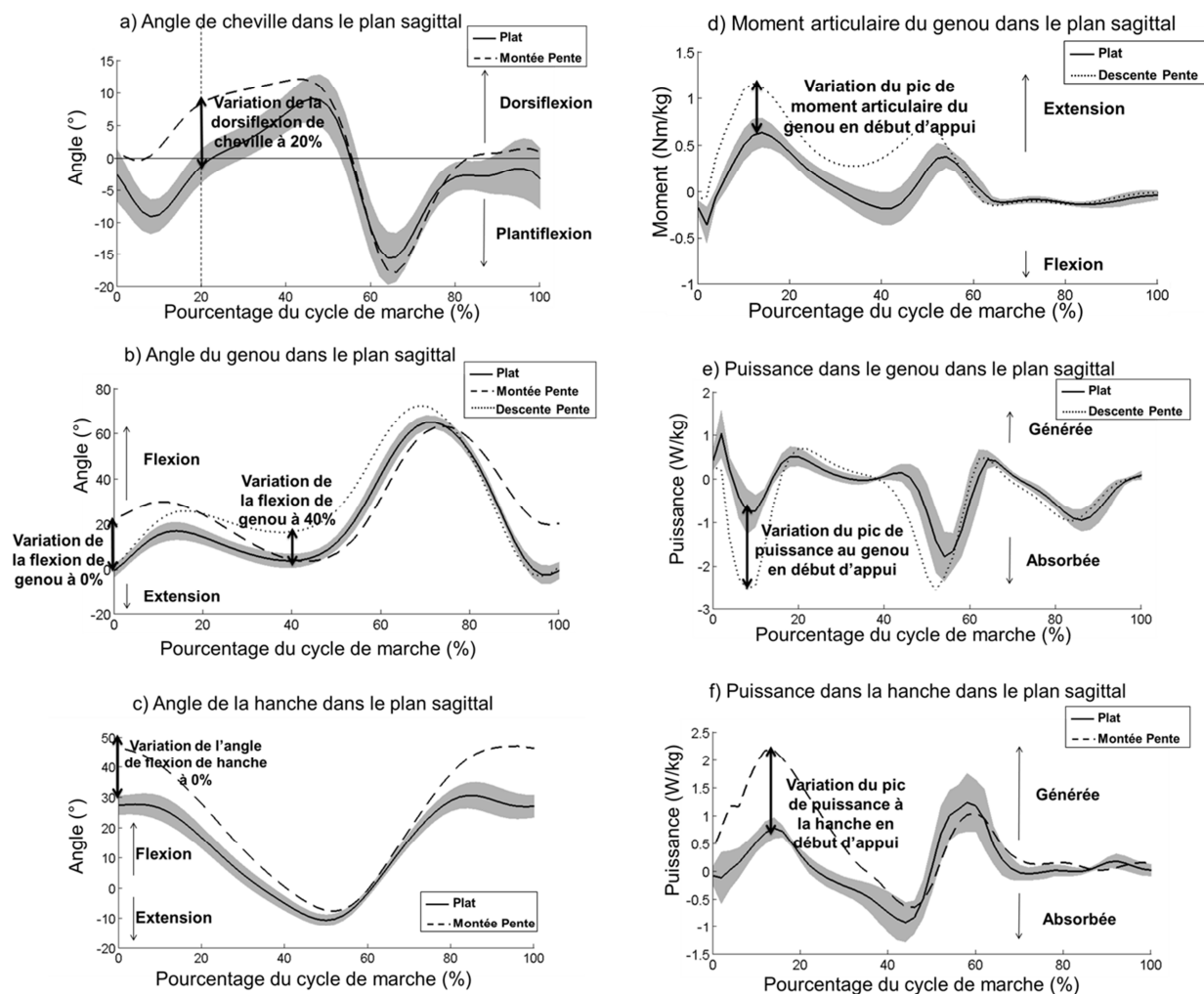


Figure 68 : Courbes donnant l'allure des paramètres cinématiques et dynamiques (moyenne des sujets sains) pendant la montée de pente (a,b,c,f) et la descente de pente (b,d,e). Des paramètres biomécaniques intéressants pour décrire les adaptations ont été extraits des courbes, leurs variations sont représentées sur chaque graphe.

2.1. STATISTIQUES

Un test de Lillifors a été utilisé pour tester l'hypothèse de normalité sur tous les paramètres. Une analyse de corrélation a été faite entre les forces musculaires, les scores fonctionnels et toutes les variations des paramètres biomécaniques définies pour caractériser la stratégie d'adaptation. Les coefficients de corrélation de Pearson, en cas de normalité des échantillons, et les coefficients de corrélation de Spearman, en cas de non-normalité des échantillons, ont été calculés. Le niveau de significativité a été choisi à $\alpha=0.05$.

3. RESULTATS

3.1. PARAMETRES MUSCULAIRES ET SCORES FONCTIONNELS

Les scores du PPA-LCI (considéré comme le test de référence pour la locomotion des patients amputés) obtenus étaient entre 62 et 70 (avec 5 patients avec un score à 70), 70 étant le score maximal. Ce résultat montre que pour notre population, le questionnaire PPA-LCI n'était pas assez discriminant ; cette limite a déjà été observée par Miller et al. (Miller, et al., 2001). Les scores du SF-36 et du test de marche des six-minutes sont reportés dans le Tableau 46.

Concernant les paramètres musculaires, les forces maximales du gluteus maximus et des quadriceps du membre résiduel et du membre sain sont résumées dans le Tableau 46. Aucun patient n'avait de déficit musculaire du gluteus maximus mais une diminution de la force des quadriceps a été observée du côté résiduel par rapport au côté sain. Les coefficients de corrélation de Pearson ont montré que la force des quadriceps était corrélée à la longueur du moignon ($r=0.951$, $p=0.001$).

Patients	Longueur du moignon (% de longueur du membre sain)	Gluteus maximus (Nm/kg)		Quadriceps (Nm/kg)		SF-36 (score maximal : 30)	Test de marche des six-minutes (m)
		Côté résiduel	Côté sain	Côté résiduel	Côté sain		
01	27	1.1	1.2	0.2	1.1	26	390
02	63	1.5	1.6	1.2	1.9	27	530
03	83	1.7	1.6	1.2	1.5	25	480
04	62	1.2	1.1	1.4	1.6	30	465
05	27	1.1	1.2	0.3	1.2	27	475
06	35	0.6	0.7	0.5	1.0	22	380
07	32	0.7	0.7	0.3	1.2	22	430

Tableau 46 : Scores fonctionnels et forces musculaires du gluteus maximus et des quadriceps des deux membres inférieurs et longueur du moignon.

3.2. CORRELATIONS ENTRE LES VARIATIONS DES PARAMETRES BIOMECANIQUES ET LES RESULTATS MUSCULAIRES ET FONCTIONNELS

Montée de pente

Le Tableau 47 présente la variation des paramètres biomécaniques du membre résiduel entre la montée de pente et la marche à plat.

Les personnes amputées transtibiales marchaient à une vitesse moyenne de 1.32 m/s (± 0.08) à plat. Pour le groupe des sujets contrôles la vitesse de marche était de 1.36 m/s (± 0.12). Pendant la montée de pente, la vitesse moyenne était de 1.14 m/s (± 0.25) pour le groupe des patients amputés transtibiaux contre 1.24m/s pour le groupe contrôle. La diminution de la vitesse de marche était corrélée à la force musculaire des extenseurs de hanche (gluteus maximus) ($r=0.781$, $p=0.038$).

Une augmentation du pic de puissance générée à la hanche en début de phase d'appui a été observée chez les patients amputés transtibiaux. L'augmentation du pic de puissance générée à la hanche était corrélée à la force musculaire des extenseurs de hanche (gluteus maximus) ($r=0.815$, $p=0.025$), au score du SF-36 ($r=0.879$, $p=0.009$) et au score du test de marche des six-minutes ($r=0.829$, $p=0.021$).

Concernant les paramètres cinématiques, les angles de flexion de la hanche et du genou augmentaient à l'attaque du pas et l'angle de dorsiflexion de cheville augmentait à 20% du cycle de marche. De plus, ces augmentations étaient corrélées pour le genou et la hanche ($r=-0.940$, $p=0.002$), et pour la cheville et la hanche ($r=0.920$, $p=0.003$). Ces variations cinématiques étaient corrélées au score du test de marche des six-minutes ($r=-0.806$, $p=0.029$ pour la cheville, $r=0.814$, $p=0.026$ pour le genou et $r=-0.842$, $p=0.018$ pour la hanche).

Descente de pente

Le Tableau 48 présente les variations des paramètres biomécaniques entre la descente de pente et le plat.

En ce qui concerne le genou résiduel, une augmentation de l'angle de flexion en milieu d'appui, du pic de moment articulaire d'extension et de la puissance absorbée en début d'appui a été observée.

L'augmentation du premier pic de moment articulaire d'extension du genou en début d'appui était fortement corrélée à la force musculaire des quadriceps ($r=0.800$, $p=0.031$) et à la longueur du moignon ($r=0.894$, $p=0.007$). Cette variation était également corrélée à la variation du premier pic de puissance absorbée en début d'appui ($r=-0.895$, $p=0.007$).

Aucune corrélation n'a été trouvée entre la variation des paramètres biomécaniques et les scores fonctionnels ou les variations des paramètres spatio-temporels.

Variation entre la montée de pente et le plat (côté amputé)											
Sujets		Vitesse de marche (m/s)	Longueur de pas (m)	Amplitude de flexion de cheville prothétique (°)	Amplitude de flexion de genou résiduel (°)	Amplitude de flexion de hanche résiduelle (°)	Angle de flexion de genou à l'attaque du pas (°)	Angle de flexion de hanche à l'attaque du pas (°)	Angle de dorsiflexion de cheville à 20% du cycle de marche (°)	Pic de puissance générée à la hanche en début de phase d'appui (W/kg)	Pic de puissance générée à la cheville en fin de phase d'appui (W/kg)
TT	01	-0.14	-0.02	0	1	9	6	-13	-1	0.82	0.20
	02	0.00	0.04	-10	-7	16	27	-25	-13	1.85	0.46
	03	-0.13	-0.05	-2	1	6	11	-13	-2	1.60	0.35
	04	-0.06	0.02	0	-3	8	10	-13	-1	2.06	0.85
	05	-0.03	0.07	-2	-12	10	11	-17	-9	1.35	0.32
	06	-0.54	-0.09	-4	-15	-2	6	-8	2	0.12	-0.50
	07	-0.36	-0.04	-2	-8	15	3	-9	-3	0.44	-0.63
	Moy (std)	-0.18 (0.20)	-0.01 (0.06)	-3 (3)	-6 (6)	9 (6)	11 (8)	-14 (6)	-4 (5)	1.18 (0.73)	0.15 (0.53)
SA	Moy (std)	-0.21 (0.37)	0.01 (0.05)	4 (2)	-7 (4)	13 (6)	22 (5)	-20 (4)	-9 (3)	1.12 (0.87)	0.80 (0.95)

Tableau 47 : Variation des paramètres biomécaniques entre la montée de pente et le plat

Variations entre la descente de pente et le plat (côté amputé)									
Sujets		Vitesse de marche (m/s)	Longueur de pas (m)	Amplitude de flexion de cheville prothétique (°)	Amplitude de flexion de genou résiduel (°)	Amplitude de flexion de hanche résiduelle (°)	Angle de flexion du genou en milieu d'appui (°)	Pic du moment articulaire d'extension au genou en début d'appui (Nm/kg)	Pic de puissance absorbée au genou en début d'appui (W/kg)
TT	01	-0.20	-0.08	0	7	-28	18	0.21	-0.11
	02	-0.12	-0.07	0	4	-16	25	0.27	-0.10
	03	-0.11	-0.08	0	7	-10	16	0.64	-1.05
	04	-0.13	-0.09	-1	4	-15	19	0.48	-1.46
	05	0.05	-0.08	2	7	-2	7	0.14	-0.06
	06	-0.56	-0.22	-4	-8	-16	10	0.08	0.13
	07	-0.46	-0.15	-2	-3	-12	6	0.12	-0.03
	Moy (std)	-0.22 (0.21)	-0.11 (0.05)	-1 (2)	2 (6)	-14 (8)	14 (7)	0.28 (0.21)	-0.38 (0.61)
SA	Moy (std)	-0.11 (0.18)	-0.04 (0.05)	-1 (5)	7 (4)	-9 (3)	13 (4)	0.64 (0.22)	-2.24 (0.96)

Tableau 48 : Variation des paramètres biomécaniques entre la descente de pente et le plat

4. DISCUSSION

Cette étude a pour but d'identifier les relations entre les capacités musculaires et fonctionnelles des personnes amputées transtibiales et leur adaptation biomécanique pendant la marche sur sol plan incliné en comparaison à la marche sur sol plan horizontal.

Montée de pente

La montée de pente nécessite de générer une puissance importante à la hanche en début d'appui pour élever le corps (McIntosh, et al., 2006). Dans l'étude présentée ici, une augmentation du pic de puissance générée à la hanche en début d'appui a été observée pour les patients amputés. La variation du pic de puissance générée par les extenseurs de hanche était fortement corrélée à la force isométrique maximale développée par les extenseurs résiduels de hanche (gluteus maximus). Ainsi, quand elle était disponible, la force des extenseurs de hanche était utilisée pour augmenter la puissance fournie au corps. De plus, la diminution de la vitesse de marche, qui a été observée entre la montée de pente et la marche à plat (Vickers, et al., 2008), était réduite pour les patients ayant le plus de force au niveau des extenseurs de hanche du côté résiduel. Cette variation de vitesse pourrait être utilisée comme un paramètre individuel caractérisant la capacité d'un patient à pouvoir monter la pente. Enfin, le renforcement des extenseurs de hanche, qui est déjà recommandé pour compenser la perte des muscles de la cheville pour la marche à plat (Sadeghi, et al., 2001) (Neptune, et al., 2001) (Neptune, et al., 2004), serait d'autant plus bénéfique pendant les montées de pente.

Concernant les variations des paramètres cinématiques, la cheville prothétique était davantage en dorsiflexion à la fin du premier double appui, et les flexions du genou et de la hanche résiduels étaient augmentées à l'attaque du pas. Cependant, ces augmentations étaient variables entre les patients. De plus, comme cela a déjà été décrit dans la littérature, les augmentations de ces paramètres biomécaniques étaient plus grandes chez les sujets contrôles que chez les sujets amputés transtibiaux de l'étude (Vickers, et al., 2008). En considérant les adaptations des sujets asymptomatiques comme une référence, il peut être supposé que la capacité à augmenter la mobilité des articulations des membres inférieurs impacte directement la capacité à s'adapter à la montée de pente.

Les résultats montrent également qu'un manque de mobilité à la cheville affecte la cinématique des articulations sus-jacentes, puisque les paramètres calculés au genou et à la hanche étaient corrélés au paramètre de dorsiflexion de cheville. Auparavant, en utilisant le pied prothétique ProprioFoot réglé en mode pente, Fradet *et al.* (Fradet, et al., 2010) ont observé que lorsque la cheville a davantage de mobilité disponible en montée de pente, cela améliore la cinématique du genou en montée de pente.

Les résultats de notre étude montrent que la plupart des patients amputés transtibiaux peuvent s'adapter à la montée de pente en modifiant les angles de flexion de la cheville, du genou et de la hanche du côté résiduel ou/et en recrutant leurs extenseurs de hanche pour garantir une puissance générée en début d'appui suffisante pour favoriser l'extension de hanche pour monter la pente.

L'augmentation des paramètres cinématiques et l'augmentation de la puissance générée à la hanche en début d'appui étaient corrélées au score du test de marche des six-minutes. Bien que ce test ne soit pas spécifique à la marche en pente, la performance réalisée pendant ce test d'endurance permettait de prédire l'adaptation du patient en comparaison aux sujets asymptomatiques. Une bonne performance indiquerait une adaptation proche de celle des sujets asymptomatiques d'un point de vue cinématique.

Descente de pente

Il a été constaté que les adaptations à la descente de pente étaient majoritairement réalisées par le genou chez les sujets asymptomatiques (Lay, et al., 2006) (McIntosh, et al., 2006). En fait, la flexion du genou pendant la phase d'appui permet aux sujets de descendre leur centre de gravité. Cependant, cette augmentation de la flexion de genou entraîne une augmentation du pic de moment articulaire d'extension pendant l'appui qui doit être contrôlé par les quadriceps (Lay, et al., 2006). Chez les sept patients amputés transtibiaux, il est important de remarquer que la force isométrique maximale des quadriceps du côté résiduel est inférieure à la moitié de celle mesurée du côté sain. Ceci compromet le contrôle du genou. L'augmentation du pic de moment articulaire d'extension en début d'appui, qui a été observée dans notre groupe de patients amputés, était variable entre les patients et corrélée à la force des quadriceps du côté du genou résiduel. On peut supposer que les patients ayant des quadriceps plus faibles limitent le moment articulaire d'extension du genou en descente de pente.

Nos résultats montrent également que la force maximale des quadriceps est corrélée à la longueur du moignon. En effet, Fraisse *et al.* (Fraisse, et al., 2008) ont déjà mis en évidence que la perte de force musculaire est plus importante chez les patients avec des moignons courts. A l'inverse de ce qui a été trouvé pour la montée de pente, aucune corrélation n'a été trouvée en descente de pente entre les paramètres biomécaniques mentionnés ci-dessus, les scores fonctionnels et les variations des paramètres spatio-temporels.

Enfin, l'observation qualitative des stratégies de marche en descente de pente a montré des différences importantes entre les sujets : certains étaient capables de contrôler leur descente en augmentant le pic de moment au genou comme les sujets contrôles, d'autres réduisaient leur vitesse de marche et leur longueur de pas et d'autres se laissaient emporter par la pente. Ceci est cohérent avec les conclusions de Hunter *et al.* (Hunter, et al., 2010) qui suggèrent que descendre une pente demande de faire un compromis entre la nécessité d'assurer la stabilité et le besoin de limiter les dépenses d'énergies, ce qui peut être plus difficile à faire pour les personnes ayant des troubles de la marche.

Limites de l'étude

Dans cette étude peu de sujets ont été recrutés et ils portaient tous des composants prothétiques différents. Cette hétérogénéité, bien qu'inhérente à ce type d'étude, peut affecter la façon de marcher des patients, mais modérément puisque tous les pieds prothétiques portés étaient des pieds à restitution d'énergie (Schmalz, et al., 2002). Cette étude est la première à s'intéresser aux relations entre les capacités fonctionnelles et musculaires et les adaptations à la locomotion en

pente des patients amputés transtibiaux. Le protocole expérimental, plutôt dense (avec la mesure des forces musculaires maximales et le calcul de nombreux paramètres), qui a été mis en place pour cette étude exploratoire, doit maintenant être simplifié pour obtenir des résultats avec une étude plus large sur les paramètres qui ont été sélectionnés.

5. CONCLUSION

Cette étude a permis de relier les capacités musculaires du membre résiduel aux adaptations biomécaniques de la marche entre le plat et les pentes pour les patients amputés transtibiaux. Les résultats montrent que le renforcement musculaire des extenseurs de hanche et de genou pendant la rééducation des patients amputés permettrait d'améliorer leur capacité à négocier les pentes. Ceci s'applique d'autant plus aux patients ayant des moignons courts qui présentent couramment un déficit des quadriceps du côté résiduel.

En ce qui concerne l'évaluation fonctionnelle des patients, les résultats de l'étude montrent que le test de marche des six-minutes et la diminution de la vitesse de marche sont de bons indicateurs pour prédire la capacité des patients à s'adapter pour monter une pente. Il n'a en revanche pas été possible de trouver de tels indicateurs pour la descente de pente.

CHAPITRE VIII : ADAPTATION DE LA LOCOMOTION ENTRE LES SITUATIONS CONTRAIGNANTES : EVOLUTION DE LA STRATEGIE DE VAULTING EN PENTES ET EN DEVERS CHEZ LES PATIENTS AMPUTES TRANSFEMORAUX

Sommaire du chapitre

1. Analyse bibliographique de la locomotion des patients amputés transfémoraux : passage du pas et locomotion en pente et en dévers	167
2. Définition de la problématique de l'étude	169
3. Matériel et Méthodes	170
3.1. Sujets	170
3.2. Paramètres spatio-temporels	170
3.3. Identification et quantification du vaulting	170
3.4. Statistiques	171
4. Résultats	172
5. Discussion	175
6. Conclusion	177

1. ANALYSE BIBLIOGRAPHIQUE DE LA LOCOMOTION DES PATIENTS AMPUTES TRANSFEMORAUX : PASSAGE DU PAS ET LOCOMOTION EN PENTES ET EN DEVERS

Les personnes amputées transfémorales sont privées de leur articulation de genou et de cheville. Les composants prothétiques restaurent une partie des fonctions des articulations manquantes. En particulier, en phase d'appui pour assurer la stabilité, le genou prothétique est « verrouillé » ou autorise une flexion contrôlée. A l'opposé, en phase oscillante le genou prothétique est « déverrouillé » et ses mouvements de flexion/extension ne sont pas ou peu freinés. La flexion du genou prothétique en phase oscillante dépend de l'activité des fléchisseurs de hanche en fin d'appui (pic de moment articulaire de flexion dans la hanche) et des propriétés du genou prothétique (Bellmann, et al., 2010). Si le genou prothétique ne fléchit pas assez ou s'il revient trop tôt en extension le pied prothétique peut entrer en contact avec le sol pendant la phase oscillante du membre appareillé. L'inclinaison et l'irrégularité des terrains sont des facteurs de risque supplémentaires. Cet incident entraîne très souvent la chute du patient. Les genoux prothétiques, dont la phase oscillante est contrôlée, permettent dans certains cas aux patients de se rattraper avec le membre controlatéral ou par des mouvements de compensations avec le tronc et les membres supérieurs (Bellmann, et al., 2010). Frossard *et al.* (Frossard, et al., 2010) et Miller *et al.* (Miller, et al., 2001) rapportent qu'un patient amputé transfémoral sur deux chuterait une fois par an (Frossard, et al., 2010) et que plus de la moitié des personnes amputées de membres inférieurs ont peur de chuter ou chutent régulièrement (Miller, et al., 2001).

Pour se sentir en sécurité lors du passage du pas prothétique, les patients amputés transfémoraux utilisent différentes stratégies permettant d'augmenter la distance entre le pied prothétique et le sol pendant la phase oscillante. On trouve notamment dans la littérature les stratégies de fauchage, d'élévation du bassin ou de vaulting (Perry, 1992) (Michaud, et al., 2000) (Smith, et al., 2004). Le vaulting a été décrit par Smith (Smith, et al., 2004) comme la plantiflexion prématurée de la cheville saine pendant la phase d'appui unipodal côté sain pour surélever le corps et faciliter le passage du pied prothétique au-dessus du sol. Jusqu'à présent ces stratégies ont surtout été observées et décrites pendant la locomotion des patients amputés transfémoraux sur sol plan horizontal.

Dans des situations plus contraignantes que la marche à plat, le passage du pas prothétique peut devenir plus compliqué pour les patients amputés. En particulier, l'inclinaison du sol en montée de pente ou en dévers implique des adaptations de la locomotion pour garantir un passage du pas sécurisé sans accrochage du sol par le pied oscillant. Chez les sujets asymptomatiques, ces adaptations ont été observées au niveau de la cinématique dans le plan sagittal des articulations des membres inférieurs en fin d'appui et pendant la phase oscillante (Prentice, et al., 2004) (Dixon & Pearsall, 2010) (Gates, et al., 2012) (Silder, et al., 2012). En montée de pente, les sujets asymptomatiques utilisent une dorsiflexion active de la cheville en phase oscillante (Prentice, et al., 2004). Elle est accompagnée d'une augmentation de la flexion du genou et de la hanche du membre oscillant par rapport au plat (Prentice, et al., 2004) (McIntosh, et al., 2006). De même en dévers, Dixon et Pearsall (Dixon & Pearsall, 2010) montrent que les sujets asymptomatiques fléchissent davantage la hanche du membre en amont pendant la phase oscillante qu'à plat. Ces adaptations permettent un ajustement de la longueur du membre en phase oscillante et assurent le passage du pas en montée de pente (Khandoker, et al., 2010) (Thies, et al., 2011) (Sheehan & Gottschall, 2012), ou dans d'autres situations contraignantes telles que le dévers (Dixon & Pearsall, 2010) et les sols irréguliers (Gates, et al., 2012).

La plupart des pieds prothétiques utilisés aujourd'hui ne permettent pas aux patients de modifier la dorsiflexion de cheville pendant la phase oscillante comme le font les sujets asymptomatiques. Les patients amputés transtibiaux assurent le passage du pas en augmentant la flexion du genou et de la hanche résiduels en montée de pente (Vickers, et al., 2008) (Fradet, et al., 2010), en montée d'escaliers (Ramstrand & Nilsson, 2009), sur sol irrégulier (Gates, et al., 2012) ou lors du franchissement d'un obstacle (Vrieling, et al., 2007) (Buckley, et al., 2013). Pour les patients amputés transfémoraux, les possibilités d'adaptations au genou prothétique et à la hanche résiduelle pendant la phase oscillante en montée de pente sont réduites (par rapport aux sujets amputés transtibiaux) ou inexistantes (en fonction des genoux prothétiques) (Vrieling, et al., 2008) (Bellmann, et al., 2010). Vrieling *et al.* (Vrieling, et al., 2007) observent sur les vidéos de 8 patients sujets amputés transfémoraux franchissant un obstacle avec le membre appareillé, des mouvements de circumduction de hanche accompagnés d'un mouvement de plantiflexion à la cheville saine en appui au moment du franchissement de l'obstacle.

2. DEFINITION DE LA PROBLEMATIQUE DE L'ETUDE

Les patients amputés transfémoraux ne peuvent pas s'adapter à la locomotion en situations contraignantes comme les sujets asymptomatiques et les patients amputés transtibiaux. D'autres stratégies doivent donc être mises en place par les patients pour sécuriser le passage du pas prothétique lorsque l'inclinaison du sol (longitudinale ou latérale) induit une différence de hauteur du sol entre le côté en appui et le côté oscillant, ce qui aurait tendance à réduire l'espace entre le pied et le sol comme c'est le cas en montée de pente ou lorsque le pied prothétique est en amont d'un dévers.

D'après l'analyse de la locomotion des patients amputés en dévers (partie III – chapitre VI) les patients amputés transfémoraux (en moyenne) avaient recours à la stratégie du vaulting pendant la phase oscillante du pied prothétique lorsqu'il est en amont du dévers. Ainsi la stratégie du vaulting pourrait être utilisée par les patients dans ces situations pour se sentir plus en sécurité en montée de pente ou en dévers. Cependant, la stratégie du vaulting est considérée comme un défaut de marche par les équipes rééducatrices puisqu'elle favorise le développement des pathologies (notamment au niveau des articulations de l'avant-pied) du côté controlatéral. En clinique, cette stratégie de marche n'est évaluée actuellement que visuellement de façon qualitative. En particulier, il n'existe pas d'échelle quantitative ou semi-quantitative permettant d'évaluer l'évolution du vaulting au cours de la rééducation ou entre différentes situations de locomotion. L'étude présentée en Annexe F propose une méthode pour identifier et quantifier le vaulting pendant la locomotion à plat chez les patients amputés transfémoraux par l'intermédiaire d'un paramètre quantifié par analyse du mouvement. Dans cette étude, les auteurs ont montré que la présence de la stratégie de vaulting était caractérisée par une puissance générée au milieu de la phase d'appui par la cheville controlatérale des sujets amputés transfémoraux. Selon ce critère, neuf patients sur dix-sept utilisaient le vaulting comme stratégie pour passer le pas prothétique à plat. Cependant, on peut se demander si cette stratégie est une caractéristique de la marche de ces sujets ou si elle peut apparaître lorsque la difficulté des situations (vis-à-vis du passage du pas) augmente. De même, l'hypothèse selon laquelle il existe un dosage du vaulting pour chaque sujet en fonction des situations doit être testée. Une évaluation quantitative du vaulting, basée sur le critère identifié à plat, chez les patients amputés transfémoraux en situations de vie courante plus contraignantes permettrait donc de mieux comprendre l'évolution de ce défaut de marche au cours de la locomotion des patients amputés transfémoraux dans les situations de montée de pente et de dévers.

L'objectif de cette étude est d'étudier l'évolution de la puissance articulaire de cheville pendant l'appui unipodal en situations contraignantes. En particulier, il s'agit d'identifier la présence d'une puissance générée au cours de la phase d'appui par la cheville controlatérale des patients amputés transfémoraux et de la quantifier en montée de pente et en dévers lorsque la prothèse est en amont du dévers.

3. MATERIEL ET METHODES

3.1. SUJETS

Des groupes de sujets ont été constitués à partir de la base de données mise en place dans ces travaux de thèse. Un groupe de 17 sujets amputés transfémoraux (âge : 37 ± 10 ans, taille : 174 ± 9 cm, poids : 76 ± 10 kg) et un groupe de 17 sujets contrôles (âge : 42 ± 19 ans, taille : 176 ± 11 cm, poids : 72 ± 15 kg) ont été formés. Le groupe de sujets TF est le même que celui de l'article présenté en Annexe F. Les données obtenues lors de la locomotion à plat, en montée de pente 5%, en montée de pente 12% et en dévers lorsque le pied prothétique était en amont (et donc le pied controlatéral en aval) ont été utilisées.

3.2. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

La vitesse de marche a été calculée pour tous les sujets de l'étude à plat, en dévers, en montée de pente 5% et montée de pente 12% selon la méthode présentée partie I – chapitre II – paragraphe 4.2. (page 30).

3.3. IDENTIFICATION ET QUANTIFICATION DU VAULTING

Le paramètre proposé pour identifier et quantifier le vaulting pendant la locomotion à plat dans l'article présenté en Annexe F a été utilisé. Il s'agit du maximum de la puissance générée par la cheville saine dans le plan sagittal (FlexPwr en W/kg) lors de l'appui unipodal de la cheville saine. Ce maximum se situe entre le début de l'appui unipodal du côté sain et l'instant du cycle où les deux malléoles se croisent, soit entre 10% et 40% du cycle côté sain, en moyenne vers 30% du cycle. La Figure 69 représente la puissance calculée à la cheville dans le plan sagittal.

Tous les paramètres sont calculés pendant le cycle de marche du membre controlatéral des patients (et du membre inférieur gauche des sujets asymptomatiques) dans chaque condition (plat, aval, montée).

Dans cinq cas particuliers, les données n'ont pas permis de calculer le paramètre suite à des données manquantes dues à des problèmes expérimentaux : en dévers pour les sujets TF01 et TF02, en pente 5% pour les sujets TF03 et TF19 et en pente 12% pour le sujet TF09.

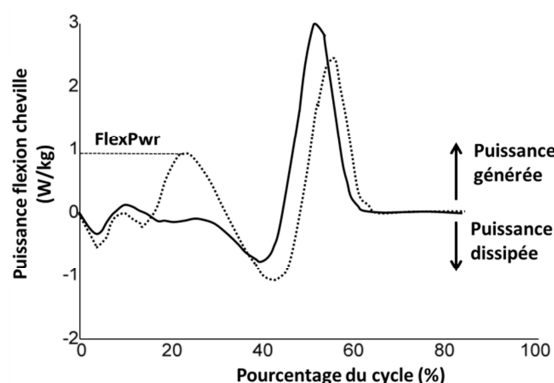


Figure 69 : Représentation du paramètre quantifié : FlexPwr est le pic de puissance générée à la cheville. En trait plein les sujets asymptomatiques à plat, en trait pointillé un exemple de courbe à plat pour un sujet présentant du vaulting. Adaptée de l'article présenté en annexe F.

Pour chaque sujet, les courbes de tous les passages ont été visionnées. Pour un sujet, lorsque les courbes de tous les passages étaient reproductibles, FlexPwr a été calculé sur la courbe moyenne obtenue pour tous les passages dans une condition (voir Figure 20 page 41). Dans le cas contraire, FlexPwr a été calculé pour chaque passage dans la condition.

Pour les sujets asymptomatiques, la moyenne et l'écart-type du paramètre FlexPwr ont ensuite été calculés sur l'ensemble de la population contrôle.

Pour chaque sujet amputé, la valeur de FlexPwr obtenue dans chaque situation a été comparée à la valeur minimale (0.15W/kg) obtenue dans le groupe de sujets amputés faisant du vaulting à plat dans l'article présenté en Annexe F. De cette façon, un « critère de vaulting » est défini par $x \geq 0.15 \text{ W/kg}$ dans le but de détecter la présence du vaulting.

De plus, pour tous les patients TF qui ont été identifiés comme faisant du vaulting à plat, les variations du paramètre FlexPwr entre le plat et les autres conditions de marche ont été calculées comme indiqué partie I – chapitre II – paragraphe 4.6.2. (page 42).

3.4. STATISTIQUES

L'effet « condition de marche » a été testé sur tous les paramètres calculés pour la population de sujets contrôles (SA), pour la population de sujets amputés transfémoraux pour la vitesse de marche et pour la population de sujets amputés transfémoraux faisant du vaulting à plat (cf. article en Annexe F) pour le paramètre FlexPwr. Pour un paramètre donné et une population donnée un test non paramétrique de Wilcoxon pour deux échantillons appariés a été effectué entre les conditions testées (plat/aval, plat/montée). Dans le cas où la condition de marche avait un effet significatif sur le paramètre FlexPwr entre le plat et plusieurs situations, un test non paramétrique de Wilcoxon pour deux échantillons appariés a été effectué sur les variations du paramètre FlexPwr entre les situations. Pour les deux tests statistiques, lorsque l'hypothèse nulle était rejetée, une différence significative entre les conditions était considérée pour ce paramètre dans cette population avec une probabilité de $p < 0.05$ indiquée comme forte quand $p < 0.001$.

4. RESULTATS

Vitesses de marche

Le Tableau 49 présente les vitesses de marche de tous les sujets dans chaque condition de marche. Les vitesses de marche des sujets amputés transfémoraux sont du même ordre de grandeur que celles des sujets asymptomatiques à plat, en dévers et en montée de pente 5%. Une diminution plus importante de la vitesse de marche est observée en montée de pente 12% chez les sujets amputés transfémoraux que chez les sujets asymptomatiques.

	Plat	Dévers	Pente 5%	Pente 12%
Moyenne TF	1.27	1.14	1.19	1.09
Ecart-type TF	0.13	0.17	0.15	0.14
Moyenne SA	1.32	1.15	1.20	1.19
Ecart-type SA	0.12	0.15	0.12	0.16

Tableau 49 : Vitesse de marche des sujets amputés transfémoraux (TF) et des sujets contrôles (SA) dans chaque situation

Paramètres moyens par situation dans la population contrôle (SA)

La Figure 70 présente les courbes moyennes de la puissance générée à la cheville chez les sujets asymptomatiques à plat, en dévers, en montée de pente 5% et en montée de pente 12%. Le Tableau 50 présente les paramètres moyens (FlexPwr) obtenus chez les sujets asymptomatiques dans les quatre conditions de marche. L'analyse statistique montre que le paramètre FlexPwr augmente significativement entre le plat et la montée de pente (pente 5%, pente 12%).

	FlexPwr (en W/kg)	
	Moyenne	Ecart-type
PLAT	-0.24	0.12
DÉVERS (aval)	-0.26	0.09
PENTE 5% (montée)	-0.17*	0.13
PENTE 12% (montée)	0.03**	0.20

Tableau 50 : Paramètre moyen FlexPwr dans les quatre conditions de marche pour les sujets asymptomatiques (SA). Une différence significative par rapport au plat est indiqué par * pour $p < 0.05$ et ** pour $p < 0.001$.

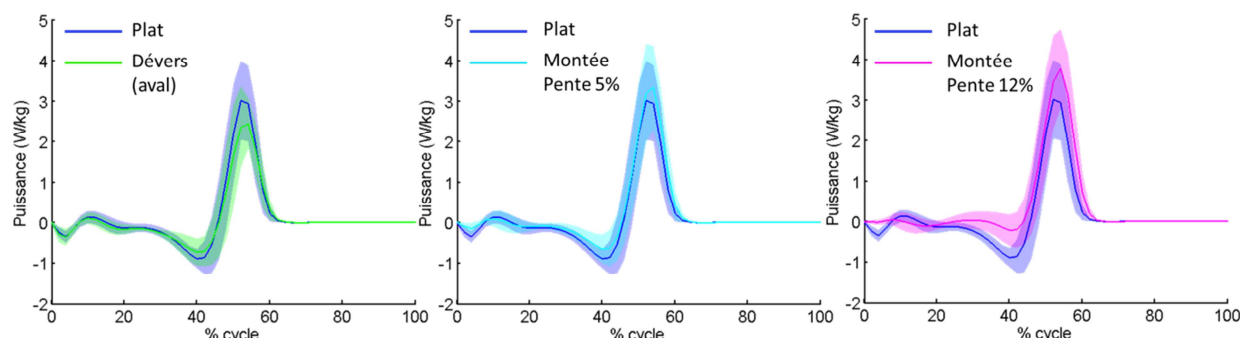


Figure 70 : Courbe de la puissance générée à la cheville saine chez les sujets asymptomatiques (moyenne et corridor) à plat, en aval du dévers, en montée de pente 5%, en montée de pente 12%.

Paramètres par situation dans la population des sujets amputés transfémoraux (TF)

Le Tableau 51 présente le paramètre (FlexPwr) calculé pour chaque patient de l'étude pendant le passage du pas prothétique, à plat, en dévers en amont, en montée de pente 5% et de pente 12%. « Le critère de vaulting » défini précédemment à partir de FlexPwr minimum obtenu sur un groupe de patient faisant du vaulting à plat est également présenté à titre comparatif dans le Tableau 51. Les paramètres des TF qui satisfont « le critère de vaulting » sont grisés.

Les conclusions de l'article présenté en Annexe F sur la caractérisation du vaulting à plat, pour la population de sujets amputés transfémoraux étudiée, ont été reportées dans le Tableau 51.

		1	2	3	4	5	7	9	10	13	14	15	18	19	20	21	22	23	Critère de vaulting
PLAT	FlexPwr	0.50	0.63	0.43	-0.27	0.00	0.09	-0.05	0.15	-0.09	0.03	0.06	0.27	0.66	0.32	0.93	-0.02	0.26	≥0.15
	Vaulting	o	o	o	n	n	n	n	o	n	n	n	o	o	o	o	n	o	o
DEVERS (aval)	FlexPwr	-	-	0.52	-0.40	-0.20	-0.03	0.01	0.31	0.26	0.31	0.11	0.68	1.18	0.74	1.29	-0.10	0.60	≥0.15
PENTE 5% (montée)	FlexPwr	0.62	0.90	-	-0.10	0.08	-0.01	0.06	0.33	0.33	0.15	-0.01	0.39	-	0.75	1.36	0.00	0.74	≥0.15
PENTE 12% (montée)	FlexPwr	1.55	1.45	0.49	NA	NA	0.02	-	0.22	1.43	0.59	0.03	1.37	1.46	0.84	1.79	NA	1.13	≥0.15

Tableau 51 : Paramètre FlexPwr pour chaque patient amputé transfémoral dans toutes les situations.

NA= non applicable, «-»=donnée manquante, o= présence de vaulting, n=absence de vaulting.

Cas particulier de la pente 12%

Dans le Tableau 52, pour trois patients (TF 04, TF 05 et TF 22), le sigle « NA » pour « non applicable » est indiqué pour la situation de la pente 12%. Pour ces patients, les courbes de la puissance à la cheville saine pendant l'appui unipodal n'était pas reproductible en montée de pente 12%. Ainsi un paramètre moyen sur l'ensemble des passages n'a pas pu être calculé. Les valeurs du paramètre FlexPwr calculé pour chaque passage sont reportées dans le Tableau 52. Lorsque la valeur du paramètre calculé pour ce passage est supérieure à 0.15W/kg, la case est grisée.

	FlexPwr (W/kg)			Critère de vaulting
	TF 04	TF 05	TF 22	
Passage 1	0.23	0.03	-0.01	≥0.15 W/kg
Passage 2	0.01	0.05	0.01	
Passage 3	-0.02	0.41	0.28	
Passage 4	1.30	0.01	0.72	
Passage 5	1.36	-	0.81	

Tableau 52 : FlexPwr calculé sur chaque passage dans la situation de montée de pente 12% pour les patients TF 04, TF 05 et TF 22. Les valeurs de FlexPwr supérieures à 0.15W/kg sont grisées. « - »=donnée manquante.

Synthèse des résultats sur tous les sujets dans toutes les situations

Le critère de vaulting est respecté lorsque le pic de puissance générée à la cheville saine pendant le passage du pas prothétique est supérieur ou égal à 0.15W/kg. Le « critère de vaulting » est respecté pour neuf patients sur 17 (53%) à plat, pour neuf patients sur 15 (60%) en dévers lorsque le pied controlatéral est en appui en aval, et pour neuf patients sur 15 (60%) en montée de pente 5%.

En montée de pente à 12%, pour 11 patients sur 16, le « critère de vaulting » est satisfait. Pour trois patients sur 16 (TF04, TF05, TF22), les passages en pente 12% ont été traités séparément. Dans le cas de ces patients, le « critère de vaulting » était satisfait par le paramètre FlexPwr calculé sur un à trois passages. Pour ces trois patients le « critère de vaulting » n'était pas rempli dans les autres situations. Si on prend en compte ces patients 14 patients sur 16 (88%) satisfont le « critère de vaulting » pour au moins un passage. Ainsi, seuls deux patients (TF07 et TF15) ne satisfont pas le « critère de vaulting » dans toutes les situations. Pour tous les autres patients, le « critère de vaulting » est satisfait, pour au moins un passage, pendant la montée de pente 12%.

Enfin, on remarque que tous les patients ayant un vaulting à plat, remplissent le « critère de vaulting » dans les autres situations. On va donc s'intéresser à l'évolution du pic de puissance générée en phase d'appui unipodal pour ces patients (groupe faisant du vaulting à plat) lors des différentes situations contraignantes.

Variation du paramètre FlexPwr entre les situations chez les sujets TF qui font du vaulting à plat

Les courbes moyennes de puissance obtenues à plat et dans les trois situations contraignantes sur le groupe composé des sujets amputés transfémoraux faisant du vaulting à plat sont présentées Figure 71.

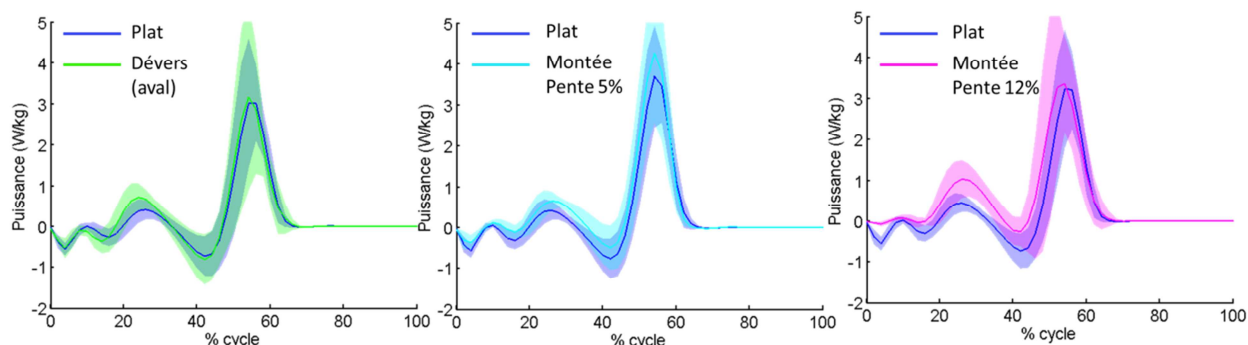


Figure 71 : Courbe de la puissance générée à la cheville saine chez les sujets amputés transfémoraux ayant un vaulting à plat (moyenne et corridor) à plat, en aval du dévers, en montée de pente 5%, en montée de pente 12%.

Le Tableau 53 présente la variation moyenne (et l'écart-type) du paramètre FlexPwr entre le plat et les différentes conditions de marche pour tous les sujets faisant du vaulting à plat.

	Variation de FlexPwr (en W/kg)		Interprétation par rapport au plat
	Moyenne	Ecart-type	
DEVERS (aval) -PLAT	0.33	0.15	Augmentation de 72% du pic de puissance générée
PENTE 5% (montée) -PLAT	0.29	0.16	Augmentation de 62% du pic de puissance générée
PENTE 12% (montée) -PLAT	0.68	0.39	Augmentation de 148% du pic de puissance générée

Tableau 53 : Variation moyenne de FlexPwr entre le plat et les situations contraignantes dans le groupe de patients faisant du vaulting à plat. L'interprétation par rapport au plat présente la variation relative par rapport à la valeur du pic de puissance générée à plat.

Dans ce groupe de sujets, le paramètre FlexPwr augmente significativement entre le plat et le dévers, entre le plat et la montée de pente 5% et entre le plat et la montée de pente 12% ($p < 0.05$). La variation moyenne du pic de puissance montre une augmentation moyenne du pic de puissance générée à la cheville controlatérale en appui unipodal chez les sujets amputés transfémoraux significativement plus importante en montée de pente 12% qu'en montée de pente 5% ($p < 0.05$).

5. DISCUSSION

L'objectif est d'étudier l'évolution de la puissance articulaire à la cheville pendant l'appui unipodal en situations contraignantes. En particulier, il s'agit d'identifier la présence d'une puissance générée à la cheville saine pendant l'appui unipodal sain et de la quantifier en situations contraignantes chez les sujets amputés transfémoraux.

Pour une marche normale à plat, la cheville absorbe de la puissance pendant l'appui unipodal (Perry, 1992). Cette puissance absorbée correspond au travail excentrique du triceps lors de son étirement pendant l'avancée du tibia (Perry, 1992). Ce phénomène a été retrouvé pour la population de sujets asymptomatiques de l'étude à plat, en dévers et en montée de pente faiblement inclinée (5%). En montée de pente 12%, une faible puissance générée (0.03 W/kg) est observée à la cheville pendant l'appui unipodal. Fradet *et al.* (Fradet, et al., 2010) représentent la puissance de flexion à la cheville de 16 sujets asymptomatiques en montée de pente inclinée à 7,5° (12%) et obtiennent un résultat similaire. Ces résultats font ressortir la nécessité de générer une puissance à la cheville dès l'appui unipodal qui contribuerait à élever le centre de gravité.

Chez les patients amputés transfémoraux, la courbe de puissance à la cheville saine pendant le passage du pas prothétique est différente en fonction des sujets selon que ces sujets font appel ou non au vaulting. D'après l'étude présentée en Annexe F, un pic de puissance générée supérieur à 0.15W/kg pendant l'appui unipodal de la cheville saine est caractéristique de la stratégie du vaulting à plat. Il a été montré que ce paramètre est le plus pertinent pour identifier et quantifier cette stratégie à plat.

Cette valeur « seuil » a été utilisée pour identifier les sujets susceptibles de faire du vaulting en situations contraignantes. Ceci a permis de mettre en évidence que le nombre de patients concernés augmente en situations contraignantes par rapport au plat. En particulier, 88% des patients de l'étude génèrent un pic de puissance à la cheville en flexion pendant au moins un passage en montée de pente 12%.

De plus, chez les patients qui font un vaulting à plat et dans toutes les situations contraignantes, le pic de puissance générée à la cheville saine pendant l'appui unipodal augmente entre le plat et les situations contraignantes. L'augmentation observée en montée de pente 12% (en moyenne 0.68 W/kg) est significativement plus importante qu'en montée de pente 5% (0.29 W/kg), et plus grande qu'en dévers (0.33 W/kg). Ces variations suggèrent que les patients modulent la génération de la puissance à la cheville en fonction de la difficulté des situations. Dans le cas particulier de la pente 12%, cette production de puissance peut participer à la propulsion pour l'ascension, comme cela peut être observé chez les sujets asymptomatiques.

Cependant, la montée de pente 12% s'avère être la situation la plus contraignante pour plusieurs raisons. En particulier, la vitesse de marche diminue par rapport au plat dans toutes les situations chez les sujets amputés et asymptomatiques. Cette diminution est comparable aux sujets sains pour la situation de dévers et de pente 5% (Tableau 49), alors qu'elle est plus importante chez les patients amputés en montée de pente 12%. Ce résultat est cohérent avec la diminution de la vitesse de marche observée chez les sujets amputés transtibiaux dans la même situation (Langlois, et al., 2014). D'autre part, pour trois patients, le pic de puissance générée est retrouvé de façon irrégulière en montée de pente 12%. Il faut noter que ces patients ne faisaient jamais de vaulting dans les autres situations de marche. Il semblerait donc que cette stratégie puisse être mise en place pour le franchissement de cette situation particulière. Finalement, seuls deux patients ne présentent pas de pic de puissance générée supérieure à 0.15W/kg dans toutes les situations. En montée de pente 12% cependant, d'autres stratégies décrites dans la littérature comme le fauchage et l'élévation du bassin associée parfois à une inclinaison homolatérale exagérée du tronc ont pu être observés cliniquement

(Starholm, et al., 2010). Ceci indique que la montée de pente 12% serait la situation dans laquelle le passage du pas prothétique est le plus compliqué.

6. CONCLUSION

Cette étude est la première évaluant l'évolution d'un défaut de marche entre plusieurs situations de locomotion de la vie courante. Le vaulting est aujourd'hui uniquement identifié visuellement en pratique clinique. La quantification par un paramètre de puissance permet de déterminer la quantité de vaulting. On montre ainsi que le vaulting est largement utilisé par les patients amputés transfémoraux pour sécuriser le passage du pas prothétique. Il apparaît que plus la situation est contraignante, plus le nombre de patients utilisant cette stratégie augmente. En effet, d'une part tous les patients amputés transfémoraux qui font un vaulting à plat, en font en situation plus contraignante, et d'autre part même si certains patients ne font pas de vaulting à plat, ils peuvent en faire en situation contraignante. De plus, on montre que les patients sont capables de doser le vaulting en fonction de la difficulté de la situation pour le passage du pas prothétique. Le vaulting apparaît donc comme une stratégie de marche (consciente ou inconsciente en fonction des patients) qui contribue à l'adaptation en situations pour passer le pas prothétique. Or, comme le vaulting est une stratégie de marche pouvant être délétère pour les patients amputés transfémoraux. On comprend l'importance de la prendre en compte dans la rééducation des patients, en particulier en situations contraignantes de la vie courante.

BILAN DE LA PARTIE III

L'objectif de cette troisième partie des travaux de thèse était d'analyser la locomotion des personnes amputées de membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante. La démarche principale a été d'identifier des paramètres biomécaniques caractérisant les adaptations des patients entre les situations en tenant compte des caractéristiques globales de la locomotion de chaque population de patients et des caractéristiques intrinsèques de chaque patient.

L'adaptation de la locomotion au dévers des sujets amputés transtibiaux et transfémoraux a été analysée. Une comparaison aux sujets contrôles a été faite afin de mettre en lumière les contraintes auxquelles sont soumis les patients amputés pour déambuler en dévers. Cette étude a permis de montrer que les patients amputés sont à priori capables d'adapter le matériel prothétique utilisé à l'inclinaison du dévers. Cependant, des compensations sont mises en place au niveau du bassin et du membre controlatéral.

L'adaptation à la pente des sujets amputés transtibiaux a été étudiée en lien avec leurs capacités fonctionnelles. Il a été montré que la locomotion en pente dépendait du recrutement des muscles extenseurs de hanche en montée et des muscles extenseurs du genou en descente de pente. Les capacités fonctionnelles des patients pourraient indiquer leur possibilité d'adaptation en pente. La variation de la vitesse de marche par rapport au plat et le test des six-minutes sont apparus comme des bons indicateurs pour prédire les adaptations des patients amputés transtibiaux en montée de pente.

La dernière étude était consacrée à l'étude de l'évolution d'une stratégie de marche entre plusieurs situations (plat, dévers, pentes). Le vaulting est une stratégie de marche qui consiste en une plantiflexion prématurée de la cheville saine en appui unipodal pour faciliter le passage du pas en phase oscillante du membre appareillé. Cette stratégie de marche peut être considérée comme un défaut puisqu'elle favorise le développement de pathologies de l'avant-pied du membre controlatéral. L'étude montre que le vaulting est très utilisé par les patients amputés transfémoraux et que la difficulté de la situation augmente son utilisation dans la population. De plus, la quantification par un paramètre biomécanique (puissance) a permis de montrer que la quantité de vaulting est modifiée en fonction de la difficulté de la situation pour le passage du pas prothétique.

Les trois études présentées dans cette partie mériteraient d'être complétées. Une analyse prenant en compte la cinématique des membres supérieurs, et des articulations des membres inférieurs dans le plan transverse permettrait de compléter les résultats de l'étude de l'adaptation des sujets amputés et des sujets contrôles en dévers. La caractérisation des adaptations des sujets amputés transtibiaux en pente pourrait être étendue à davantage de sujets, les paramètres musculaires intéressants à mesurer ayant à présent été identifiés (force maximale des extenseurs de genou et de hanche). Enfin, il serait intéressant de compléter l'analyse réalisée sur le vaulting et son évolution entre les situations, en étudiant comment cette stratégie s'intègre aux adaptations des patients amputés transfémoraux en montée de pente forte. L'étude présentée étant focalisée sur la cheville, il s'agirait d'évaluer la sollicitation de toutes les articulations du membre inférieur controlatéral et du bassin pendant la phase oscillante du membre appareillé.

CONCLUSION GENERALE

L'autonomie est un vecteur d'insertion sociale important pour les personnes amputées de membre inférieur. Bien que la locomotion à plat soit aujourd'hui accessible à la plupart des personnes amputées de membre inférieur, leur autonomie reste limitée par des situations plus contraignantes rencontrées dans l'environnement quotidien (dévers, pentes, escaliers). Pour accroître l'autonomie des patients, des progrès doivent être faits au niveau de l'appareillage et de la rééducation. Pour cela une bonne connaissance des mécanismes mis en jeu lors de la locomotion des situations contraignantes est nécessaire. Ainsi, la problématique de la thèse était la compréhension de la locomotion des sujets amputés de membre inférieur en situations contraignantes par l'analyse quantifiée de la marche.

Le premier objectif (Partie I) était de mettre en place un protocole permettant d'analyser la marche dans des situations contraignantes de la vie courante, différentes de la marche à plat. Le protocole mis en place apporte plusieurs contributions d'un point de vue méthodologique.

Le protocole proposé permet l'analyse cinématique et dynamique du corps entier dans cinq situations de la vie courante : le plat, le dévers (10%), la pente faiblement inclinée (5%), la pente fortement inclinée (12%) et les escaliers. La reproduction des situations en laboratoire d'analyse du mouvement a été réalisée de façon :

- à obtenir les actions mécaniques au sol lors de la locomotion,
- à faire déambuler les sujets dans toutes les situations pendant une même séance de mesure en un temps raisonnable.

De plus, à partir du protocole, deux méthodes originales ont été proposées pour l'analyse biomécanique de la locomotion :

- **La première méthode consiste à créer des plateformes de force virtuelles à la surface des dispositifs de marche permettant de représenter les actions mécaniques d'interaction entre le pied et le sol dans les différentes situations.**
- **La seconde méthode consiste à identifier des paramètres biomécaniques caractéristiques de la locomotion dans une situation et à calculer les variations de ces paramètres biomécaniques entre le plat et cette situation pour comprendre les adaptations des sujets à la situation.**

La création de plateformes de force virtuelles permet aux cliniciens et ingénieurs de visualiser directement le passage de la ligne de charge par rapport aux articulations des membres inférieurs lors de la locomotion en situations contraignantes.

L'étude des adaptations des patients par rapport à la locomotion à plat présente deux intérêts notoires. Tout d'abord, l'analyse de la locomotion des sujets amputés de membre inférieur nécessite d'étudier une population hétérogène. L'appareillage, la rééducation, l'état fonctionnel, musculaire et

clinique sont autant de facteurs qui modifient la locomotion des patients. L'étude des adaptations des patients par rapport à la locomotion à plat permet de tenir compte de la locomotion propre de chaque patient à plat, même dans une analyse globale menée sur une population moyenne de sujets. De plus, le calcul des variations de paramètres biomécaniques entre les situations permet de limiter la répercussion des incertitudes liées au protocole et au système de mesure. Cette méthode autorise l'interprétation de faibles variations pour caractériser les adaptations, comme c'est le cas notamment dans le plan frontal.

Le deuxième objectif de la thèse était de mettre en place une base de données pour analyser la locomotion des sujets amputés de membre inférieur dans les situations contraignantes. **Une base de données unique, au vu de la littérature, et d'envergure, tant du point de vue du nombre de paramètres que du nombre de patients, a été créée. Elle regroupe les paramètres de la marche dans cinq situations de marche de 22 sujets amputés transtibiaux (26-71 ans), de 21 sujets amputés transfémoraux (23-75 ans) et de 30 sujets contrôles (19-74 ans) ayant suivi le même protocole.**

La base de données est utilisée d'abord pour rechercher des paramètres biomécaniques caractéristiques des adaptations de la locomotion des sujets contrôles. Ensuite, par comparaison des patients amputés aux corridors des sujets contrôles, elle est utilisée pour identifier les fonctions à restaurer chez le sujet amputé.

Deux références sont d'abord définies à partir de la base de données (Partie II) :

- la locomotion à plat des sujets contrôles et amputés
- la locomotion en situations contraignantes des sujets contrôles

Lors de la mise en place de ces références, des travaux ont été menés pour compléter l'existant. **De nouvelles connaissances ont été apportées sur le comportement du système ostéo-articulaire et des composants prothétiques dans le plan frontal pendant la locomotion à plat. Une analyse des adaptations de la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers par rapport au plat a permis d'établir une référence pouvant être utilisée pour comparer à une population de sujets amputés .**

Le troisième objectif de la thèse, et objectif principal, était d'analyser la locomotion des sujets amputés de membre inférieur en situations contraignantes, afin d'identifier des paramètres biomécaniques caractéristiques de leurs adaptations. Dans cette optique, **une contribution significative est apportée en termes de connaissances sur les adaptations de la locomotion en dévers et en pente chez les patients amputés de membre inférieur (Partie III).**

Il a de plus été mis en évidence que **l'analyse de la locomotion des sujets amputés pouvait être appréhendée par différentes approches.** Une approche globale permet d'identifier les fonctions locomotrices caractéristiques des adaptations d'un groupe de patients à une situation, en tenant compte de la locomotion propre à chaque patient du groupe à plat. **L'adaptation de la locomotion au dévers des sujets amputés de membre inférieur n'ayant jamais été étudiée dans la littérature, elle a été analysée pour les patients amputés transtibiaux et les patients amputés transfémoraux.**

Les adaptations des sujets entre le plat et les situations contraignantes peuvent cependant être différentes entre les sujets. Une approche individuelle d'analyse permet d'identifier des paramètres biomécaniques caractérisant les adaptations de chaque patient en situations contraignantes. **Il a notamment été montré l'influence des capacités musculaires et fonctionnelles des sujets amputés transtibiaux sur leurs adaptations à la pente.** De même, les stratégies de marche telles que le vaulting chez les patients amputés transfémoraux sont utilisées différemment entre les patients. L'utilisation des approches individuelle et globale ont permis de montrer par une **quantification biomécanique que la quantité de vaulting évolue avec la difficulté de la situation.**

Ces travaux de thèse ont ainsi permis d'identifier les fonctions caractéristiques de la locomotion en pentes et en dévers. Les composants prothétiques sont conçus dans le but de restaurer le comportement des articulations physiologiques pendant la locomotion. La connaissance des fonctions motrices en situations contraignantes est donc essentielle pour développer des solutions technologiques de suppléance adaptées.

De même, l'identification des fonctions ostéo-articulaires participe à intégrer l'analyse du mouvement comme outil fondamental d'amélioration des protocoles de rééducation. En particulier, en proposant des outils de quantification, ces travaux contribuent à évaluer les stratégies de compensations lors de la locomotion des patients amputés.

Les données recueillies au cours de la thèse ouvrent de nombreuses perspectives pour compléter la connaissance de la locomotion dans les situations contraignantes de la vie courante. Par exemple, les adaptations nécessaires entre le plat, la descente d'une pente faiblement inclinée, la descente d'une pente fortement inclinée et la descente d'escaliers pourront être étudiées pour aider notamment à la conception de composants prothétiques plus adaptés aux environnements urbains.

De plus, la base de données et les méthodes développées (calcul des variations, création de plateformes virtuelles) pourraient être utilisées pour développer un outil afin d'aider à la rééducation d'apprentissage et de correction des patients amputés de membre inférieur. Cet outil peut être orienté en direction des équipes rééducatrices ou des patients eux-mêmes dans le but d'améliorer la compréhension des altérations de la locomotion.

L'interface entre le moignon et la prothèse n'a pas été spécifiquement étudié dans ces travaux. Cependant, l'emboîture est un élément de l'appareillage personnalisé, qui nécessiterait de mettre en place des recherches dédiées. Notamment, la mesure des pressions ou du moment dans l'emboîture apporterait des éléments complémentaires pour la compréhension des adaptations de la locomotion des patients amputés. Dans cette perspective, des études préliminaires ont été menées pour utiliser un capteur embarqué sur la prothèse. L'utilisation d'un tel matériel présenterait l'intérêt de recueillir des données dans l'environnement quotidien des sujets.

FIGURES ET TABLEAUX

LISTE DES FIGURES

Figure 1: Représentation schématique des pentes instrumentées dans la littérature.	10
Figure 2 : Représentation schématique des escaliers instrumentés dans la littérature.	14
Figure 3 : Représentation schématique du giron, de la hauteur et de la largeur d'une marche d'escaliers.	15
Figure 4 : Représentation schématique des dévers instrumentés dans la littérature.	18
Figure 5 : Représentation des dispositifs	26
Figure 6 : Placement des marqueurs.	27
Figure 7 : Acquisitions statique pour un sujet contrôle (SA), un sujet amputé transtibial (TT) et un sujet amputé transfémoral (TF). Les sujets prennent une position debout (free standing position).	29
Figure 8 : Acquisitions dynamiques d'un sujet amputé transtibial (TT)	29
Figure 9 : Description schématique du cycle de marche	30
Figure 10 : Exemple de pas : Pas sain pendant le cycle de marche mesuré du membre sain à plat	31
Figure 11 : Visualisation sous Vicon Nexus des efforts de réaction du sol en pente 12% dans la base réelle (à gauche) et dans la base avec des plateformes virtuelles (à droite).	32
Figure 12 : Repère $R_{situation}$ (Xl,Yl,Zl) et R_{global} (Xo,Yo,Zo) de projection des efforts	33
Figure 13 : Représentation du repère de mesure du système Vicon Rv et du repère de projection R_{global}	34
Figure 14 : Exemple de projection de l'effort dans le repère $R_{situation}$	35
Figure 15 : Représentation schématique des efforts s'appliquant sur le segment {pied}.	36
Figure 16 : Représentation du moment articulaire de dorsiflexion	38
Figure 17 : Représentation schématique du moment externe calculé au centre articulaire du genou à partir de l'effort de réaction du sol et du bras de levier (distance entre le centre articulaire et l'effort). Ici est représenté un moment externe de flexion au genou	39
Figure 18 : Représentation de la ligne de charge passant en arrière du genou et représentation de l'activation des muscles extenseurs du genou. Schéma adapté de (Viel, 2000).	39
Figure 19 : Représentation de la puissance articulaire en fonction du cycle de marche. La puissance générée est positive et la puissance absorbée est négative. Ce graphe a été adapté de (Eng & Winter, 1995) et représente la puissance articulaire de cheville dans le plan sagittal pendant la marche à plat de 9 sujets asymptomatiques. La moyenne est en trait plein.	40
Figure 20 : Représentation schématique du calcul des corridors et des paramètres	41
Figure 21 : Exemple du calcul d'un angle articulaire dans le plan frontal : abduction de hanche	42
Figure 22 : Exemple du quadrillage placé à la surface d'un module instrumenté d'un dispositif (adapté de (Pourtier, 2012))	66
Figure 23 : Angle et puissance de la cheville prothétique dans le plan sagittal chez les sujets amputés transtibiaux (TT) portant différents pieds prothétiques (lignes pleines et pointillées) de type pied SACH, pied FlexFoot (Ossur), pied Seattle, pied articulé. Comparaison au corridor de sujets asymptomatiques (SA). Adapté de (Smith, et al., 2004).	78
Figure 24 : Angle et puissance de la hanche résiduelle dans le plan sagittal chez 15 sujets amputés transtibiaux avec différents alignements de la prothèse (lignes pleines et pointillées). Comparaison au corridor de sujets asymptomatiques. Adapté de (Grumillier, et al., 2008).	78
Figure 25 : Pattern de l'angle de flexion du genou prothétique (cadre de gauche) et de la hanche résiduelle (cadre de droite) chez les sujets amputés transfémoraux (TF). Adapté de (Smith, et al., 2004).	81

Figure 26 : Puissance dans le plan sagittal à la hanche chez les sujets amputés transfémoraux (TF) en comparaison aux sujets asymptomatiques (SA). Adapté de (Sjödahl, et al., 2003).	81
Figure 27 : Illustration de la stratégie du vaulting chez un patient amputé transfémoral	83
Figure 28 : Illustrations des compensations au niveau du bassin et du tronc en cas de déficit des abducteurs de hanche. Adapté de (Perry, 1992).	88
Figure 29 : Illustration de la stratégie de « l'élévation du bassin » chez un sujet non-amputé. Adapté de (Perry, 1992).	88
Figure 30 : Moment de varus/valgus de cheville du côté prothétique (rouge), du côté controlatéral (bleu) lors de la locomotion à plat des sujets amputés transtibiaux (TT) et transfémoraux (TF).	96
Figure 31 : Corridor d'inclinaison du bassin pendant la locomotion à plat des sujets asymptomatiques (SA). Inclinaison controlatérale et homolatérale selon le membre inférieur gauche.	97
Figure 32 : Corridor d'inclinaison du bassin pendant la locomotion à plat des sujets amputés transfémoraux (TF)	97
Figure 33 : Corridor d'inclinaison du bassin pendant la locomotion à plat des sujets amputés transtibiaux (TT)	98
Figure 34 : Moment articulaire d'abduction de hanche du côté prothétique (rouge), du côté controlatéral (bleu) lors de la locomotion à plat des sujets amputés transtibiaux (TT) et transfémoraux (TF).	99
Figure 35 : Montée de pente d'un sujet asymptomatique.	105
Figure 36 : Angle de cheville, genou et hanche dans le plan sagittal à plat et en montée de pente inclinée à 5% et 10% de 16 sujets asymptomatiques. Adapté de (Silder, et al., 2012).	105
Figure 37 : Puissance articulaire de cheville (à gauche) et de hanche (à droite) dans le plan sagittal à plat et en montée de pente 5% et 10% pour un groupe de 16 sujets asymptomatiques. Adapté de (Silder, et al., 2012).	106
Figure 38 : Descente de pente d'un sujet asymptomatique.	106
Figure 39 : Angle et moment articulaire de genou à plat et en descente de pente. Adapté de (Lay, et al., 2006).	107
Figure 40 : Représentation du dévers	111
Figure 41 : Représentation schématique du cycle de marche et des difficultés causées par le dévers	112
Figure 42 : Repères Rsituation (Xl, Yl, Zl) et Rglobal (Xo, Yo, Zo) de projection des efforts pour un passage en dévers	114
Figure 43 : Paramètres retenus pour décrire les courbes cinématique et dynamique des articulations de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan frontal	115
Figure 44 : Paramètres retenus pour décrire les courbes des angles des segments fémur, bassin et tronc dans le plan frontal	116
Figure 45: Paramètres retenus pour décrire les courbes d'angle de la cheville, du genou et de la hanche, du moment articulaire de genou et de la puissance articulaire de cheville dans le plan sagittal	117
Figure 46 : Composantes de la résultante des efforts de réaction du sol projetée dans le repère Rglobal et le repère Rsituation à plat (en bleu) et en amont (en rouge) des sujets asymptomatiques	118
Figure 47 : Composantes de la résultante des efforts de réaction du sol projetée dans Rglobal et dans Rsituation à plat (en bleu) et en aval (en vert) des sujets asymptomatiques	119
Figure 48 : Projection médio-latérale de la résultante des efforts de réaction du sol dans Rsituation en amont et en aval	119
Figure 49 : Angle et moment de la cheville dans le plan frontal en fonction du pourcentage du cycle du membre inférieur gauche à plat, en amont et en aval du dévers	120
Figure 50 : Angle et moment de la hanche dans le plan frontal en fonction du pourcentage du cycle du membre inférieur gauche à plat, en amont et en aval du dévers	121
Figure 51 : Représentation du repère Rglobal (à gauche) et système d'équations obtenu (à droite).	126
Figure 52 : Représentation des cycles enregistrés en dévers pour une personne amputée transtibiale à droite. Lorsque le pied prothétique est en amont et le pied sain en aval les cycles enregistrés sont appelés AmontA et AvalS (image de gauche), et lorsque le pied prothétique est en aval et le pied sain en amont les cycles enregistrés sont appelés AvalA et AmontS (image de droite).	134

Figure 53 : Allure de la courbe du moment articulaire de genou dans le plan frontal du côté prothétique chez les sujets amputés transtibiaux (TT) et chez les sujets asymptomatiques (SA)	135
Figure 54 : Illustration de la condition de marche étudiée : le pied prothétique est en amont du dévers et le pied sain est en aval	137
Figure 55 : Corridors des composantes médio-latérales de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol projetée dans le repère Rglobal (1er encadré) et dans le repère Rsituation (2ème encadré) à plat en bleu, en amont côté prothétique (amontA) en rouge et en aval côté sain (avalS) en vert.	139
Figure 56 : Angle de varus/valgus de cheville à plat et en amont côté prothétique chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transtibiaux (2ème graphe) et pour la cheville saine des sujets sains (3ème graphe).	140
Figure 57 : Moment de varus/valgus de cheville à plat et en amont côté prothétique chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).	140
Figure 58 : Angle d'adduction/abduction de hanche à plat et en amont côté prothétique chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).	141
Figure 59 : Angle d'inclinaison du bassin pour le cycle côté prothétique à plat (en bleu) et pour le cycle côté prothétique en amont (en rouge) chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).	143
Figure 60 : Illustration de la phase oscillante du pied prothétique et de l'appui monopodal du pied sain dans le cycle prothétique	143
Figure 61 : Illustration de la condition de marche étudiée : le pied prothétique est en aval du dévers et le pied sain est en amont	144
Figure 62 : Corridors des composantes médio-latérales de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol projetée dans le repère Rglobal (1er encadré) et dans le repère Rsituation (2ème encadré) à plat en bleu, en aval côté prothétique (avalA) en vert et en amont côté sain (amontS) en rouge.	146
Figure 63 : Angle de varus/valgus de cheville à plat et en aval côté prothétique chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transtibiaux (2ème graphe) et pour la cheville saine des sujets asymptomatiques (3ème graphe)	147
Figure 64 : Moment de varus/valgus de cheville à plat et en aval côté prothétique chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transtibiaux (2ème graphe) et pour la cheville saine des sujets asymptomatiques (3ème graphe)	147
Figure 65 : Angle d'adduction/abduction de hanche à plat et en aval côté prothétique chez les sujets amputés transfémoraux (1er graphe) et chez les sujets amputés transtibiaux (2ème graphe) et pour la hanche saine des sujets asymptomatiques (3ème graphe)	148
Figure 66 : Angle d'inclinaison du bassin pour le cycle côté prothétique à plat (en bleu) et pour le cycle côté prothétique en aval (en vert) chez les TF (1er graphe) et chez les TT (2ème graphe) et pour la cheville saine des SA (3ème graphe).	149
Figure 67 : Illustration de l'appui unipodal sur le membre appareillé lors d'un passage d'un patient amputé transtibial (TT05) (cadre de gauche) et d'un patient amputé transfémoral (TF23) (cadre de droite) à plat et en dévers (prothèse en amont et en aval).	152
Figure 68 : Courbes donnant l'allure des paramètres cinématiques et dynamiques (moyenne des sujets sains) pendant la montée de pente (a,b,c,f) et la descente de pente (b,d,e).	159
Figure 69 : Représentation du paramètre quantifié : FlexPwr est le pic de puissance générée à la cheville. En trait plein les sujets asymptomatiques à plat, en trait pointillé un exemple de courbe à plat pour un sujet présentant du vaulting. Adaptée de l'article présenté en annexe F.	171
Figure 70 : Courbe de la puissance générée à la cheville saine chez les sujets asymptomatiques (moyenne et corridor) à plat, en aval du dévers, en montée de pente 5%, en montée de pente 12%.	173
Figure 71 : Courbe de la puissance générée à la cheville saine chez les sujets amputés transfémoraux ayant un vaulting à plat (moyenne et corridor) à plat, en aval du dévers, en montée de pente 5%, en montée de pente 12%.	175

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion des sujets asymptomatiques sur un plan incliné.	12
Tableau 2 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion des sujets amputés de membre inférieur sur un plan incliné.	13
Tableau 3 : Synthèse bibliographique sur la locomotion en escaliers des sujets asymptomatiques.	16
Tableau 4 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion en escaliers des sujets amputés de membre inférieur.	17
Tableau 5 : Synthèse bibliographique sur la locomotion des sujets asymptomatiques en dévers.	19
Tableau 6 : Synthèse bibliographique des études s'intéressant à caractériser la locomotion des sujets amputés de membre inférieur en dévers.	19
Tableau 7 : Dimensions et caractéristiques des dispositifs	26
Tableau 8 : Conventions de signe des composantes de l'effort de réaction du sol	34
Tableau 9 : Conventions de signe pour la cheville dans le plan frontal	43
Tableau 10 : Conventions de signe pour la cheville dans le plan transverse	44
Tableau 11 : Conventions de signe pour la cheville dans le plan sagittal	44
Tableau 12 : Conventions de signe pour le genou dans le plan frontal	45
Tableau 13 : Conventions de signe pour le genou dans le plan transverse	45
Tableau 14 : Conventions de signe pour le genou dans le plan sagittal	46
Tableau 15 : Conventions de signe pour la hanche dans le plan frontal	47
Tableau 16 : Conventions de signe pour la hanche dans le plan transverse	47
Tableau 17 : Conventions de signe pour la hanche dans le plan sagittal	48
Tableau 18 : Convention de signe pour le segment fémur dans le plan frontal	49
Tableau 19 : Convention de signe pour le segment fémur dans le plan transverse	49
Tableau 20 : Convention de signe pour le segment fémur dans le plan sagittal	50
Tableau 21 : Conventions de signe pour le bassin dans le plan frontal (membre étudié gauche)	51
Tableau 22 : Conventions de signe pour le bassin dans le plan transverse (membre étudié gauche)	52
Tableau 23 : Conventions de signe pour le bassin dans le plan sagittal	52
Tableau 24 : Simulation 1 : Ecarts-types maximaux obtenus sur les variations sur le cycle de marche dans les trois plans de l'espace sur toutes les situations pour les angles, moments et puissances des articulations des membres inférieurs	66
Tableau 25 : Simulation 2 : Ecarts-types maximaux obtenus sur les variations sur le cycle de marche dans les trois plans de l'espace sur toutes les situations pour les angles, moments et puissances des articulations des membres inférieurs	67
Tableau 26 : Erreurs en millimètres sur les distances mesurées par rapport aux distances « réelles » entre différentes positions du centre de pression (COP) à plat et à la surface des dispositifs	68
Tableau 27 : Classement des genoux prothétiques présents dans la base de données de patients amputés transfémoraux	90
Tableau 28 : Classement des pieds prothétiques présents dans la base de données de patients amputés transtibiaux et transfémoraux	91
Tableau 29 : Caractéristiques des patients amputés transtibiaux ayant participé à l'étude (NR= donnée non renseignée, \ = rien à signaler, TMT = cause traumatique)	92
Tableau 30 : Caractéristiques des patients amputés transfémoraux ayant participé à l'étude (NR= donnée non renseignée, / = rien à signaler, TMT = cause traumatique, CF = coxo-fémorale)	93
Tableau 31 : Correspondances des caractéristiques des populations recrutées. Moy=moyenne, Std =écart-type	94
Tableau 32 : Caractéristiques des groupes de sujets pour la comparaison à la littérature	108

Tableau 33 : Paramètres calculés sur les courbes d'efforts dans les repères Rglobal et Rsituation	114
Tableau 34 : Paramètres spatio-temporels calculés pendant la marche à plat et en dévers des sujets asymptomatiques	118
Tableau 35 : Adaptations cinématiques et dynamiques des articulations et segments du corps entre le plat et le dévers dans le plan frontal . Les valeurs sont les moyennes (moy) et les écarts-types (std) des variations calculées sur les paramètres entre le plat et l'amont et le plat et l'aval sur la population étudiée.	122
Tableau 36 : Adaptations cinématiques et dynamiques des articulations et segments du corps entre le plat et le dévers dans le plan sagittal . Les valeurs sont les moyennes (moy) et les écarts-types (std) des variations calculées sur les paramètres entre le plat et l'amont et le plat et l'aval sur la population étudiée.	123
Tableau 37 : Caractéristiques anthropométriques des groupes de sujets pour l'étude de la locomotion en dévers.	133
Tableau 38 : Récapitulatif des cycles exploités (lignes) et leurs abréviations dans chaque situation (colonnes).	134
Tableau 39 : Paramètres et variations spatio-temporels entre le plat et le dévers quand le pied prothétique est en amont et le pied controlatéral est en aval chez les patients amputés transtibiaux et transfémoraux.	138
Tableau 40 : Variations des paramètres d'angle et moment à la cheville dans le plan frontal entre le plat et l'amont côté prothétique pour les trois populations de sujets.	141
Tableau 41 : Variations des paramètres d'angle du fémur, de la hanche et du bassin dans le plan frontal entre le plat et l'amont côté prothétique pour les trois populations de sujets.	142
Tableau 42 : Variations des paramètres de cheville et du genou dans le plan sagittal entre le plat et l'aval côté sain pour les trois populations de sujets.	144
Tableau 43 : Paramètres et adaptations spatio-temporels entre le plat et le dévers quand le pied prothétique est en aval et le pied controlatéral en amont chez les patients amputés transtibiaux et transfémoraux.	145
Tableau 44 : Variations des paramètres d'angle et moment à la cheville dans le plan frontal entre le plat et l'aval côté prothétique pour les trois populations de sujets.	148
Tableau 45 : Variations des paramètres d'angle du fémur, de la hanche et du bassin dans le plan frontal entre le plat et l'aval côté prothétique pour les trois populations de sujets.	149
Tableau 46 : Scores fonctionnels et forces musculaires du gluteus maximus et des quadriceps des deux membres inférieurs et longueur du moignon.	160
Tableau 47 : Variation des paramètres biomécaniques entre la montée de pente et le plat	162
Tableau 48 : Variation des paramètres biomécaniques entre la descente de pente et le plat	162
Tableau 49 : Vitesse de marche des sujets amputés transfémoraux (TF) et des sujets contrôles (SA) dans chaque situation	172
Tableau 50 : Paramètre moyen FlexPwr dans les quatre conditions de marche pour les sujets asymptomatiques (SA).	172
Tableau 51 : Paramètre FlexPwr pour chaque patient amputé transfémoral dans toutes les situations.	173
Tableau 52 : FlexPwr calculé sur chaque passage dans la situation de montée de pente 12% pour les patients TF 04, TF 05 et TF 22. Les valeurs de FlexPwr supérieures à 0.15W/kg sont grisées.	174
Tableau 53 : Variation moyenne de FlexPwr entre le plat et les situations contraignantes dans le groupe de patients faisant du vaulting à plat. L'interprétation par rapport au plat présente la variation relative par rapport à la valeur du pic de puissance générée à plat.	175

LEXIQUE ET ABREVIATIONS

AMTI	Fournisseur des plateformes de force utilisées
Alignement de la prothèse	Réglage dans les trois plans de l'espace de la prothèse pour une hauteur de talon
Angle articulaire	Angle 3D du segment sus-jacent par rapport au segment sous-jacent
Angle articulaire dans le plan frontal	On assimile l'angle articulaire dans le plan frontal à l'angle obtenu par la rotation autour de l'axe flottant x
Angle articulaire dans le plan sagittal	On assimile l'angle articulaire dans le plan sagittal à l'angle obtenu par la rotation autour de l'axe y du repère anatomique du segment sous-jacent.
Angle segmentaire	Angle 3D du repère anatomique du segment par rapport au repère de mesure
Articulation résiduelle	Une articulation est appelée résiduelle lorsque l'amputation l'a privée de certains muscles et autres structures fonctionnelles. On parlera du genou résiduel chez les patients amputés transtibiaux, et de la hanche résiduelle chez les patients amputés transfémoraux.
Articulation saine	Désigne une articulation physiologique des sujets contrôle et du côté non amputé des sujets amputés.
COP	Centre de pression
Corridor	Désigne la représentation (en fonction du pourcentage du cycle de marche) de la moyenne entourée de l'intervalle de plus ou moins un écart-type. Dans cet intervalle sont compris statistiquement 68% des individus du groupe.
Côté / Membre amputé	Désigne le membre inférieur ayant subi une amputation. Dans tout le document le côté amputé est également appelé membre prothétique, membre appareillé, membre amputé ou membre résiduel
Côté / Membre controlatéral	Désigne le membre inférieur n'ayant pas subi l'amputation. Dans tout le document le côté controlatéral est également appelé membre sain et membre controlatéral
Cycle de marche	Le cycle de marche commence lorsqu'un membre inférieur entre en contact avec le sol et se termine lorsque ce même membre inférieur entre à nouveau en contact avec le sol.
Cycle prothétique	Cycle de marche du membre amputé/appareillé
Cycle sain	Cycle de marche du membre controlatéral
Emboîture	Interface entre le moignon et la prothèse, moulée sur le patient
EMG	Mesure de l'activation musculaire pendant la locomotion à l'aide d'un électromyogramme
Inclinaison du fémur	Désigne la position médiale ou latérale de l'extrémité distale du fémur par rapport à son extrémité proximale dans le plan frontal

INI-CERAH	Sigle désignant le Centre d'Etudes et de Recherche pour l'Appareillage des Handicapés de l'Institution National des Invalides
IRR	Sigle désignant l'Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation de Nancy
Largeur du pas	Projection du vecteur pas selon l'axe médio-latéral du repère du plan de marche (annexe C.2.)
Longueur du pas	Projection du vecteur pas selon l'axe longitudinal du repère du plan de marche (annexe C.2.)
LPPR	Liste des produits et prestations remboursables de la sécurité sociale
MI	Membre(s) inférieur(s)
Moment articulaire / Moment intersegmentaire / Moment dans l'articulation	Moment au centre de l'articulation de l'ensemble des actions mécaniques exercées par le segment sus-jacent sur le segment sous-jacent.
Moment articulaire dans le plan frontal	Moment articulaire dans le plan frontal lorsqu'il est projeté sur l'axe x du repère anatomique du segment sus-jacent.
Moment articulaire dans le plan sagittal	Moment articulaire au centre de l'articulation dans le plan sagittal lorsqu'il est projeté sur l'axe z du repère anatomique du segment sus-jacent
Moment externe	Moment au centre articulaire de la résultante des efforts de réaction du sol
Mouvement de flexion	Le segment sous-jacent ou distal se rapproche du segment sus-jacent ou proximal
Moy	Moyenne
Paramètres biomécaniques	Désignent les angles articulaires et segmentaires, et les moments et puissances articulaires
Paramètres cinématiques	Désignent les angles articulaires et segmentaires
Paramètres dynamiques	Désignent les moments, puissances articulaires et la résultante des efforts de réaction du sol
Paramètres spatio-temporels	Désignent la vitesse, la longueur et la largeur de pas.
Pas prothétique	Désigne le pas lorsque le membre inférieur appareillé prend l'appui
Pas sain	Désigne le pas lorsque le membre inférieur sain prend l'appui
PFF	Plateforme(s) de force
Pic sur une courbe	Extremum local sur une courbe. Désigne un minimum ou un maximum détecté sur un intervalle du cycle de marche en fonction du signe du paramètre.
Points anatomiques	Relief osseux palpable où sont placés les marqueurs utilisés pour capturer le mouvement d'un os.
PPA-LCI	Questionnaire fonctionnel de santé : prosthetic profile amputee-locomotor capacities index
Puissance articulaire	Par définition égale au produit scalaire du moment articulaire par la vitesse angulaire articulaire.
Puissance articulaire dans le plan frontal	Terme du produit scalaire du moment et de la vitesse angulaire sur l'axe x du repère anatomique du segment sus-jacent

Puissance articulaire dans le plan sagittal	Terme du produit scalaire du moment et de la vitesse angulaire sur l'axe z du repère anatomique du segment sus-jacent
Repère anatomique	Repère d'interprétation construit pour chaque segment
Repère de mesure R_v	Repère lié au système de mesure Vicon
Repère de projection	Repère utilisé pour projeter la résultante des efforts de réaction du sol, en une composante longitudinale, une composante normale et une composante médio-latérale
Repère de projection R_{global}	Le repère R _{global} est défini, à partir du repère de mesure R _v , de sorte que l'axe X _o corresponde à l'axe postéro-antérieur, l'axe Y _o à l'axe gravitaire et l'axe Z _o à l'axe médio-latéral
Repère de projection R_{situation}	Le repère R _{situation} est défini de sorte que l'axe X _l corresponde à l'axe postéro-antérieur sur le plan de marche, l'axe Y _l à l'axe normal au plan de marche et l'axe Z _l à l'axe médio-latéral sur le plan de marche.
Résultante des efforts de réaction du sol / Résultante des efforts au sol / Effort de réaction du sol	Force résultante du torseur des efforts de réaction du sol.
SA	Sujet(s) asymptomatique(s) appelés aussi sujet(s) sain(s), ou sujet(s) contrôle(s)
SF-36	Questionnaire de santé Short Form 36
Situations contraignantes	Pentes, dévers, escaliers
Std	Ecart-type
TF	Sujet(s) amputé(s) transfémoral(aux) appelés aussi patient(s) amputé(s) transfémoral(aux)
Torseur des efforts de réaction du sol	Ensemble des forces de contact exercées par le sol sur le pied. Cet ensemble se réduit au centre de pression à une force appelée résultante et à un moment appelé moment résultant.
TT	Sujet(s) amputé(s) transtibial(aux) appelés aussi patient(s) amputé(s) transtibial(aux)
Vaulting	Flexion plantaire prématurée de la cheville controlatérale en phase d'appui unipodal pour surélever le corps et faciliter le passage du pas prothétique.
Vitesse angulaire de l'articulation	Vitesse angulaire du segment sous-jacent par rapport au segment sus-jacent
Vitesse de marche	La vitesse moyenne de marche sur un cycle est estimée comme la distance parcourue par le marqueur placé sur le processus épineux de la 7ème vertèbre cervicale rapportée à la durée du cycle de marche.
VO₂	Mesure de la consommation d'oxygène pendant la locomotion

RÉFÉRENCES

- Aldridge, J. M., Sturdy, J. T. & Wilken, J. M., 2012. Stair ascent kinematics and kinetics with a powered lower leg system following transtibial amputation. *Gait Posture*, Jun, 36(2), pp. 291-295.
- Alimusaj, M. et al., 2009. Kinematics and kinetics with an adaptive ankle foot system during stair ambulation of transtibial amputees. *Gait Posture*, Oct, 30(3), pp. 356-363.
- Allard, P., Lachance, R., Aissaoui, R. & Duhaime, M., 1996. Simultaneous bilateral 3-D able-bodied gait. *Hum Mov Sci*, 15(3), pp. 327-346.
- Andres, R. O., Holt, K. G. & Kubo, M., 2005. Impact of railroad ballast type on frontal plane ankle kinematics during walking. *Appl Ergon*, Sep, 36(5), pp. 529-534.
- Andriacchi, T. P. et al., 1980. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*, Jul, 62(5), pp. 749-757.
- Bae, T., Chang, Y., Kim, S. & Mun, M., 2009. Effect of Eversion Characteristics on Knee and Ankle Joint of Trans-tibial Amputees. *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers, A*, 33(9), pp. 886-891.
- Bae, T., Choi, K. & Mun, M., 2009. Level walking and stair climbing gait in above-knee amputees. *J Med Eng Technol*, 33(2), pp. 130-135.
- Bae, T. S., Choi, K., Hong, D. & Mun, M., 2007. Dynamic analysis of above-knee amputee gait.. *Clin Biomech*, Jun, 22(5), pp. 557-566.
- Barkema, D., Derrick, T. & Martin, P., 2012. Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking. *Gait Posture*, 35(3), pp. 483-488.
- Bell, A. L., Pedersen, D. R. & Brand, R. A., 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech*, 23(6), pp. 617-621.
- Bellmann, M., Schmalz, T. & Blumentritt, S., 2010. Comparative biomechanical analysis of current microprocessor-controlled prosthetic knee joints. *Arch Phys Med Rehabil*, Apr, 91(4), pp. 644-652.
- Benedetti, M. G. et al., 1998. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech*, Apr, 13(3), pp. 204-215.
- Beyaert, C. et al., 2008. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait Posture*, Aug, 28(2), pp. 278-284.
- Bishop, C., Paul, G. & Thewlis, D., 2011. Footwear modifies coronal plane forefoot and sagittal plane hallux kinematics during stance phase of walking gait. *Footwear Science*, 3(SUPPL.1), pp. S12-S13.

- Boccardi, S., Pedotti, A., Rodano, R. & Santambrogio, G. C., 1981. Evaluation of muscular movements at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. *J Biomech*, 14(1), pp. 35-45.
- Bonnet, X., 2009. Mise en situation numérique et expérimentale de composants prothétiques pour l'appareillage de personnes amputées du membre inférieur. *Thèse Arts et Métiers ParisTech, LBM*.
- Bonnet, X. et al., 2013. Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputees during step-to-step transitions: Effect of walking velocity. *Proc Inst Mech Eng H*, in press, Nov.
- Boonstra, A. M. et al., 1996. Gait analysis of transfemoral amputee patients using prostheses with two different knee joints. *Arch Phys Med Rehabil*, May, 77(5), pp. 515-520.
- Bosse, I. et al., 2012. Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent. *Hum Mov Sci*, Dec, 31(6), pp. 1560-1570.
- Buckley, J., Cooper, G., Maganaris, C. & Reeves, N., 2013. Is stair descent in the elderly associated with periods of high centre of mass downward accelerations?. *Exp Gerontol*, 48(2), pp. 283-289.
- Buckley, J. G., {De Asha}, A. R., Johnson, L. & Beggs, C. B., 2013. Understanding adaptive gait in lower-limb amputees: insights from multivariate analyses. *J Neuroeng Rehabil*, Volume 10, p. 98.
- Buckley, J. G., Jones, S. F. & Johnson, L., 2010. Age-differences in the free vertical moment during step descent. *Clin Biomech*, Feb, 25(2), pp. 147-153.
- Burnfield, J. M. et al., 2012. Impact of stance phase microprocessor-controlled knee prosthesis on ramp negotiation and community walking function in K2 level transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int*, Mar, 36(1), pp. 95-104.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D. & Leardini, A., 1995. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech*, Jun, 10(4), pp. 171-178.
- Cappozzo, A. et al., 1982. Angular displacements in the upper body of AK amputees during level walking. *Prosthet Orthot Int*, Dec, 6(3), pp. 131-138.
- Chang, Y. et al., 2012. Relationship Between Ankle Inversion Angle and Knee Adduction Moment on the Intact Limb in Unilateral Transfemoral Amputees During Walking. *Int J Precis Eng Manuf*, 13(4), pp. 609-615.
- Chang, Y. et al., 2011. Intact hip and knee joint moment in coronal plane with unilateral transfemoral amputee. *Int J Precis Eng Manuf*, 12(1), pp. 129-134.
- Chèze, L., Fregly, B. J. & Dimnet, J., 1995. A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data. *J Biomech*, Jul, 28(7), pp. 879-884.
- Chiari, L., {Della Croce}, U., Leardini, A. & Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 2: instrumental errors. *Gait Posture*, Feb, 21(2), pp. 197-211.

- Chumanov, E. S., Wall-Scheffler, C. & Heiderscheit, B. C., 2008. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. *Clin Biomech*, Dec, 23(10), pp. 1260-1268.
- Colborne, G. R., Naumann, S., Longmuir, P. E. & Berbrayer, D., 1992. Analysis of mechanical and metabolic factors in the gait of congenital below knee amputees. A comparison of the SACH and Seattle feet. *Am J Phys Med Rehabil*, Oct, 71(5), pp. 272-278.
- Cromwell, R. L., 2003. Movement strategies for head stabilization during incline walking. *Gait Posture*, Jun, 17(3), pp. 246-253.
- Damavandi, M., Dixon, P. C. & Pearsall, D. J., 2010. Kinematic adaptations of the hindfoot, forefoot, and hallux during cross-slope walking. *Gait Posture*, 32(3), pp. 411-415.
- Damavandi, M., Dixon, P. C. & Pearsall, D. J., 2012. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Hum Mov Sci*, Feb, 31(1), pp. 182-189.
- De Laat, F. A. et al., 2013. Climbing stairs after outpatient rehabilitation for a lower-limb amputation.. *Arch Phys Med Rehabil*, Aug, 94(8), pp. 1573-1579.
- De Leva, P., 1996. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *J Biomech*, Sep, 29(9), pp. 1223-1230.
- Della Croce, U. & Bonato, P., 2007. A novel design for an instrumented stairway. *J Biomech*, 40(3), pp. 702-704.
- Della Croce, U., Leardini, A., Chiari, L. & Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics. *Gait Posture*, Feb, 21(2), pp. 226-237.
- Dempster, W., 1955. Space requirements of the seated operator. *WADC Technical Report*, pp. 55-159.
- Devita, P. et al., 2008. Muscle work is biased toward energy generation over dissipation in non-level running. *J Biomech*, Dec, 41(16), pp. 3354-3359.
- Dixon, P. C. & Pearsall, D. J., 2010. Gait dynamics on a cross-slope walking surface. *J Appl Biomech*, Feb, 26(1), pp. 17-25.
- Dixon, P., Tisseyre, M., Damavandi, M. & Pearsall, D., 2011. Inter-segment foot kinematics during cross-slope running. *Gait Posture*, 33(4), pp. 640-644.
- Doriot, N., 2001. Modélisation dynamique du membre inférieur pour l'estimation des forces articulaires et musculaires mises en jeu pendant la phase d'appui de la marche. *Thèse Université Claude Bernard-Lyon 1*.
- Doriot, N. & Chèze, L., 2004. A three-dimensional kinematic and dynamic study of the lower limb during the stance phase of gait using an homogeneous matrix approach. *IEEE Trans Biomed Eng*, Jan, 51(1), pp. 21-27.

- Dumas, R., Chèze, L. & Verriest, J.-P., 2007. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *J Biomech*, 40(3), pp. 543-553.
- Eng, J. J. & Winter, D. A., 1995. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model?. *J Biomech*, Jun, 28(6), pp. 753-758.
- Fantozzi, S., Garofalo, P., Cutti, A. G. & Stagni, R., 2012. 3D joint moments in transfemoral and transtibial amputees : when is the "ground reaction vector technique" an alternative to inverse dynamics?. *J Mech Med Biol*, 12(04), p. 1250061.
- Ferris, A. E., Aldridge, J. M., Rábago, C. A. & Wilken, J. M., 2012. Evaluation of a powered ankle-foot prosthetic system during walking. *Arch Phys Med Rehabil*, Nov, 93(11), pp. 1911-1918.
- Foster, A., Blanchette, M., Chou, Y.-C. & Powers, C., 2012. The influence of heel height on frontal plane ankle biomechanics: Implications for lateral ankle sprains. *Foot Ankle Int*, 33(1), pp. 64-69.
- Fradet, L., Alimusaj, M., Braatz, F. & Wolf, S. I., 2010. Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. *Gait Posture*, Jun, 32(2), pp. 191-198.
- Fraisse, N. et al., 2008. Muscles of the below-knee amputees. *Ann Readapt Med Phys*, 51(3), pp. 218-227.
- Franz, J. R. & Kram, R., 2012. The effects of grade and speed on leg muscle activations during walking. *Gait Posture*, Jan, 35(1), pp. 143-147.
- Franz, J. R. & Kram, R., 2013. Advanced age affects the individual leg mechanics of level, uphill, and downhill walking. *J Biomech*, Feb, 46(3), pp. 535-540.
- Franz, J. R. & Kram, R., 2013. How does age affect leg muscle activity/coactivity during uphill and downhill walking?. *Gait Posture*, Mar, 37(3), pp. 378-384.
- Franz, J. R., Lyddon, N. E. & Kram, R., 2012. Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. *J Biomech*, Jan, 45(2), pp. 257-262.
- Frossard, L. A. et al., 2010. Load on osseointegrated fixation of a transfemoral amputee during a fall: loading, descent, impact and recovery analysis. *Prosthet Orthot Int*, Mar, 34(1), pp. 85-97.
- Gailey, R. S. et al., 2002. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch Phys Med Rehabil*, May, 83(5), pp. 613-627.
- Gailey, R. S. et al., 1994. Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace. *Prosthet Orthot Int*, Aug, 18(2), pp. 84-91.
- Gates, D. et al., 2012. Gait characteristics of individuals with transtibial amputations walking on a destabilizing rock surface. *Gait Posture*, 36(1), pp. 33-39.
- Gates, D. et al., 2012. Kinematic strategies for walking across a destabilizing rock surface. *Gait Posture*, 35(1), pp. 36-42.

- Gottschall, J. S. & Kram, R., 2005. Ground reaction forces during downhill and uphill running. *J Biomech*, Mar, 38(3), pp. 445-452.
- Gottschall, J. S., Okita, N. & Sheehan, R. C., 2012. Muscle activity patterns of the tensor fascia latae and adductor longus for ramp and stair walking. *J Electromyogr Kinesiol*, Feb, 22(1), pp. 67-73.
- Goujon, H., 2006. Analyse de la marche de l'amputé fémoral. *Thèse Arts et Métiers ParisTech, LBM*.
- Goujon, H. et al., 2006. A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait.. *Prosthet Orthot Int*, Aug, 30(2), pp. 213-223.
- Goujon-Pillet, H., Sapin, E., Fodé, P. & Lavaste, F., 2008. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil*, Jan, 89(1), pp. 87-94.
- Grabowski, A. & D'Andrea, S., 2013. Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the unaffected leg during level-ground walking. *J NeuroEng Rehabil*, Volume 10, p. 49.
- Grumillier, C. et al., 2008. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. *J Biomech*, Oct, 41(14), pp. 2926-2931.
- Hafner, B. J. & Smith, D. G., 2009. Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control. *J Rehabil Res Dev*, 46(3), pp. 417-433.
- Hafner, B. J. et al., 2007. Evaluation of function, performance, and preference as transfemoral amputees transition from mechanical to microprocessor control of the prosthetic knee. *Arch Phys Med Rehabil*, Feb, 88(2), pp. 207-217.
- Haim, A. et al., 2008. Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: A prospective gait analysis study. *J Biomech*, 41(14), pp. 3010-3016.
- Han, J. et al., 2009. Three-dimensional kinematic analysis during upslope walking with different inclinations by healthy adults. *J Phys Ther Sci*, 21(4), pp. 385-391.
- Hansen, A. H., Childress, D. S. & Knox, E. H., 2004. Roll-over shapes of human locomotor systems: effects of walking speed. *Clin Biomech*, May, 19(4), pp. 407-414.
- Hansen, A. H., Childress, D. S. & Miff, S. C., 2004. Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces.. *Hum Mov Sci*, Dec, 23(6), pp. 807-821.
- Henriksen, M. et al., 2009. Experimentally reduced hip abductor function during walking: Implications for knee joint loads. *J Biomech*, Jun, 42(9), pp. 1236-1240.
- Hobara, H. et al., 2011. Lower extremity joint kinematics of stair ascent in transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int*, 35(4), pp. 467-472.
- Hobara, H. et al., 2013. Foot clearance strategy for step-over-step stair climbing in transfemoral amputees. *Prosthet Orthot Int*, in press, Aug.

- Hof, A., van Bockel, R., Schoppen, T. & Postema, K., 2007. Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait Posture*, 25(2), pp. 250-258.
- Holden & Stanhope, 1998. The effect of variation in knee center location estimates on net knee joint moments. *Gait Posture*, Jan, 7(1), pp. 1-6.
- Hsue, B.-J. & Su, F.-C., 2009. Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder women during stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(6), pp. 1071-1078.
- Hunter, L. C., Hendrix, E. C. & Dean, J. C., 2010. The cost of walking downhill: is the preferred gait energetically optimal?. *J Biomech*, Jul, 43(10), pp. 1910-1915.
- Jaegers, S., Arendzen, J. & De Jongh, H., 1995. Prosthetic gait of unilateral transfemoral amputees: A kinematic study. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(8), pp. 736-743.
- Jaegers, S. M., Arendzen, J. H. & De Jongh, H. J., 1996. An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking. *Clin Orthop Relat Res*, Jul, Issue 328, pp. 119-128.
- Jones, S. F., Twigg, P. C., Scally, A. J. & Buckley, J. G., 2006. The mechanics of landing when stepping down in unilateral lower-limb amputees. *Clin Biomech*, Feb, 21(2), pp. 184-193.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K. & Wootten, M. E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*, May, 8(3), pp. 383-392.
- Kahle, J. T., Highsmith, M. J. & Hubbard, S. L., 2008. Comparison of nonmicroprocessor knee mechanism versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, stumbles, falls, walking tests, stair descent, and knee preference. *J Rehabil Res Dev*, 45(1), pp. 1-14.
- Kakihana, W. et al., 2005. Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Arch Phys Med Rehabil*, Jul, 86(7), pp. 1465-1471.
- Kaufman, K. R. et al., 2007. Gait and balance of transfemoral amputees using passive mechanical and microprocessor-controlled prosthetic knees. *Gait Posture*, Oct, 26(4), pp. 489-493.
- Kawamura, K., Tokuhira, A. & Takechi, H., 1991. Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. *Acta Med Okayama*, Jun, 45(3), pp. 179-184.
- Khandoker, A. H. et al., 2010. Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. *J Neuroeng Rehabil*, Volume 7, p. 18.
- King, D. L. & Zatsiorsky, V. M., 2002. Periods of extreme ankle displacement during one-legged standing. *Gait Posture*, Apr, 15(2), pp. 172-179.
- Kitaoka, H. et al., 2006. Foot and ankle kinematics and ground reaction forces during ambulation. *Foot Ankle Int*, 27(10), pp. 808-813.

- Kowalk, D. L., Duncan, J. A. & Vaughan, C. L., 1996. Abduction-adduction moments at the knee during stair ascent and descent. *J Biomech*, Mar, 29(3), pp. 383-388.
- Kuster, M., Sakurai, S. & Wood, G. A., 1995. Kinematic and kinetic comparison of downhill and level walking. *Clin Biomech*, Mar, 10(2), pp. 79-84.
- Langlois, K., 2012. Biomechanical adaptations of the residual limb during ramp locomotion of transtibial amputee. Relationship with functional and muscular outcomes. *Rapport de Master Arts et Métiers ParisTech, LBM*.
- Langlois, K. et al., 2014. Influence of transtibial amputee physical capacities on gait adjustments on sloped surface. *J Rehabil Res Dev*, in press.
- Lay, A. N., Hass, C. J. & Gregor, R. J., 2006. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *J Biomech*, 39(9), pp. 1621-1628.
- Lay, A. N., Hass, C. J., Nichols, T. R. & Gregor, R. J., 2007. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. *J Biomech*, 40(6), pp. 1276-1285.
- Lay, A. N., Hass, C. J., Smith, D. W. & Gregor, R. J., 2005. Characterization of a system for studying human gait during slope walking. *J Appl Biomech*, May, 21(2), pp. 153-166.
- Leardini, A., et al., 1999. Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location. *J Biomech*, 32(1), pp. 99-103.
- Leardini, A., Chiari, L., {Della Croce}, U. & Cappozzo, A., 2005. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 3. Soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait Posture*, Feb, 21(2), pp. 212-225.
- Legnani, G., Casalo, F., Righettini, P. & Zappa, B., 1996. A homogeneous matrix approach to 3D kinematics and dynamics - II. Applications to chains of rigid bodies and serial manipulators. *Mechanism and Machine Theory*, 31(5), pp. 589-605.
- Legro, M. W., Reiber, G. E., Czerniecki, J. M. & Sangeorzan, B. J., 2001. Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses.. *J Rehabil Res Dev*, 38(3), pp. 319-325.
- Lelas, J. L., Merriman, G. J., Riley, P. O. & Kerrigan, D. C., 2003. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. *Gait Posture*, Apr, 17(2), pp. 106-112.
- Leroux, A., Fung, J. & Barbeau, H., 1999. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Exp Brain Res*, Jun, 126(3), pp. 359-368.
- Leroux, A., Fung, J. & Barbeau, H., 2002. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait Posture*, Feb, 15(1), pp. 64-74.
- Leroux, A., Fung, J. & Barbeau, H., 2006. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: II. Strategies following spinal cord injury. *Clin Neurophysiol*, Jun, 117(6), pp. 1273-1282.

- Lloyd, C. H., Stanhope, S. J., Davis, I. S. & Royer, T. D., 2010. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait Posture*, Jul, 32(3), pp. 296-300.
- Loiret, I., Paysant, J., Martinet, N. & André, J.-M., 2005. Evaluation of amputees. *Ann Readapt Med Phys*, 48(6), pp. 307-316.
- Mâaref, K. et al., 2010. Kinematics in the terminal swing phase of unilateral transfemoral amputees: microprocessor-controlled versus swing-phase control prosthetic knees.. *Arch Phys Med Rehabil*, Jun, 91(6), pp. 919-925.
- MacKinnon, C. D. & Winter, D. A., 1993. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *J Biomech*, Jun, 26(6), pp. 633-644.
- Maffiuletti, N. A., 2010. Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am*, Jan, 92(1), pp. 220-229.
- Marin, F., 2000. Contribution biomécanique à l'étude de l'articulation fémoro-tibiale pendant la marche in vivo.. *Thèse Arts et Métiers ParisTech*.
- McCaw, S. & De Vita, P., 1995. Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. *J Biomech*, 28(8), pp. 985-988.
- McIntosh, A. S., Beatty, K. T., Dwan, L. N. & Vickers, D. R., 2006. Gait dynamics on an inclined walkway. *J Biomech*, 39(13), pp. 2491-2502.
- Metropolis, N. & Ulam, S., 1949. The Monte Carlo method.. *J Am Stat Assoc*, Sep, 44(247), pp. 335-341.
- Mian, O. S., Thom, J. M., Narici, M. V. & Baltzopoulos, V., 2007. Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. *Gait Posture*, Jan, 25(1), pp. 9-17.
- Michaud, S. B., Gard, S. A. & Childress, D. S., 2000. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *J Rehabil Res Dev*, 37(1), pp. 1-10.
- Miller, W., Deathe, A. & Speechley, M., 2001. Lower extremity prosthetic mobility: A comparison of 3 self-report scales. *Arch Phys Med Rehabil*, 82(10), pp. 1432-1440.
- Morgenroth, D. C. et al., 2011. The effect of prosthetic foot push-off on mechanical loading associated with knee osteoarthritis in lower extremity amputees. *Gait Posture*, Oct, 34(4), pp. 502-507.
- Muhaidat, J. et al., 2011. Measuring foot placement and clearance during stair descent. *Gait Posture*, Mar, 33(3), pp. 504-506.
- Mungiole, M. & Martin, P. E., 1990. Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *J Biomech*, 23(10), pp. 1039-1046.

- Nadeau, S., McFadyen, B. & Malouin, F., 2003. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: What are the challenges compared to level walking?. *Clin Biomech*, 18(10), pp. 950-959.
- Neptune, R., Kautz, S. & Zajac, F., 2001. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *J Biomech*, 34(11), pp. 1387-1398.
- Neptune, R., Zajac, F. & Kautz, S., 2004. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait Posture*, 19(2), pp. 194-205.
- Nielsen, D., 1999. Kinetic patterns during stair ascent in patients with transtibial amputations using three different prostheses. *J Prosthet Orthot*, 11(3), pp. 57-62.
- Noble, J. W. & Prentice, S. D., 2008. Intersegmental coordination while walking up inclined surfaces: age and ramp angle effects. *Exp Brain Res*, Aug, 189(2), pp. 249-255.
- Nolan, L. & Lees, A., 2000. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int*, Aug, 24(2), pp. 117-125.
- Nolan, L. et al., 2003. Adjustments in gait symmetry with walking speed in trans-femoral and trans-tibial amputees.. *Gait Posture*, Apr, 17(2), pp. 142-151.
- Novak, A. & Brouwer, B., 2011. Sagittal and frontal lower limb joint moments during stair ascent and descent in young and older adults. *Gait Posture*, 33(1), pp. 54-60.
- Novak, A. C. & Brouwer, B., 2012. Kinematic and Kinetic Evaluation of the Stance Phase of Stair Ambulation in Persons with Stroke and Healthy Adults: A Pilot Study. *J Appl Biomech*, Aug, Volume 29, pp. 443-52.
- Novak, A. C., Li, Q., Yang, S. & Brouwer, B., 2011. Mechanical energy transfers across lower limb segments during stair ascent and descent in young and healthy older adults. *Gait Posture*, Jul, 34(3), pp. 384-390.
- Oberg, T., Karsznia, A. & Oberg, K., 1994. Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*, Aug, 31(3), pp. 199-213.
- O'Connor, K. & Hamill, J., 2002. Does running on a cambered road predispose a runner to injury?. *J Appl Biomech*, 18(1), pp. 3-14.
- Panzenbeck, J. & Klute, G., 2012. A powered inverting and everting prosthetic foot for balance assistance in lower limb amputees. *J Prosthet Orthot*, 24(4), pp. 175-180.
- Perennou, D., 2012. Physiology and pathophysiology of postural control [Physiologie et physiopathologie du contrôle postural]. *Lettre de Medecine Physique et de Readaptation*, 28(3), pp. 120-132.
- Perry, J., 1992. Gait analysis Normal and Pathological Function.

- Pillet, H., Bonnet, X., Lavaste, F. & Skalli, W., 2010. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models.. *Gait Posture*, Feb, 31(2), pp. 147-152.
- Pillet, H. et al., 2014. A reference method for the evaluation of femoral head joint center location technique based on external markers. *Gait Posture*, Jan, 39(1), pp. 655-658.
- Postema, K. et al., 1997. Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits. *Prosthet Orthot Int*, Apr, 21(1), pp. 17-27.
- Pourtier, V., 2012. Analyse des couples dans une prothèse au cours de la marche. *PJE Arts et Métiers ParisTech, LBM*.
- Powers, C. M., Boyd, L. A., Fontaine, C. A. & Perry, J., 1996. The influence of lower-extremity muscle force on gait characteristics in individuals with below-knee amputations secondary to vascular disease. *Phys Ther*, Apr, 76(4), pp. 369--77; discussion 378-85.
- Powers, C. M., Boyd, L. A., Torburn, L. & Perry, J., 1997. Stair ambulation in persons with transtibial amputation: an analysis of the Seattle LightFoot. *J Rehabil Res Dev*, Jan, 34(1), pp. 9-18.
- Prentice, S. D., Hasler, E. N., Groves, J. J. & Frank, J. S., 2004. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait Posture*, Dec, 20(3), pp. 255-265.
- Prinsen, E. C., Nederhand, M. J. & Rietman, J. S., 2011. Adaptation strategies of the lower extremities of patients with a transtibial or transfemoral amputation during level walking: a systematic review. *Arch Phys Med Rehabil*, Aug, 92(8), pp. 1311-1325.
- Protopapadaki, A. et al., 2007. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech*, Feb, 22(2), pp. 203-210.
- Rabuffetti, M., Recalcati, M. & Ferrarin, M., 2005. Trans-femoral amputee gait: socket-pelvis constraints and compensation strategies. *Prosthet Orthot Int*, Aug, 29(2), pp. 183-192.
- Ramstrand, N. & Nilsson, K.-A., 2009. A comparison of foot placement strategies of transtibial amputees and able-bodied subjects during stair ambulation. *Prosthet Orthot Int*, Dec, 33(4), pp. 348-355.
- Rao, G., Amarantini, D., Berton, E. & Favier, D., 2006. Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait. *J Biomech*, 39(8), pp. 1531-1536.
- Rao, S. S. et al., 1996. Three-dimensional kinematics of wheelchair propulsion. *IEEE Trans Rehabil Eng*, Sep, 4(3), pp. 152-160.
- Raya, M., Gailey, R., Fiebert, I. & Roach, K., 2010. Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int*, 34(1), pp. 73-84.
- Reeves, N. D. et al., 2008. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *J Electromyogr Kinesiol*, Apr, 18(2), pp. 218-227.

- Reeves, N. et al., 2009. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(2), pp. e57-e68.
- Reid, S. M., Novak, A. C., Brouwer, B. & Costigan, P. A., 2011. Relationship between stair ambulation with and without a handrail and centre of pressure velocities during stair ascent and descent. *Gait Posture*, Oct, 34(4), pp. 529-532.
- Riener, R., Rabuffetti, M. & Frigo, C., 2002. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture*, Feb, 15(1), pp. 32-44.
- Rietman, J. S., Postema, K. & Geertzen, J. H. B., 2002. Gait analysis in prosthetics: opinions, ideas and conclusions. *Prosthet Orthot Int*, Apr, 26(1), pp. 50-57.
- Robertson, D. G. & Winter, D. A., 1980. Mechanical energy generation, absorption and transfer amongst segments during walking. *J Biomech*, 13(10), pp. 845-854.
- Royer, T. D. & Wasilewski, C. A., 2006. Hip and knee frontal plane moments in persons with unilateral, trans-tibial amputation. *Gait Posture*, Apr, 23(3), pp. 303-306.
- Rueda, F. M. et al., 2013. Knee and hip internal moments and upper-body kinematics in the frontal plane in unilateral transtibial amputees. *Gait Posture*, Mar, 37(3), pp. 436-439.
- Rusaw, D. & Ramstrand, N., 2011. Motion-analysis studies of transtibial prosthesis users: a systematic review. *Prosthet Orthot Int*, Mar, 35(1), pp. 8-19.
- Sadeghi, H., Allard, P. & Duhaime, M., 2001. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(1), pp. 25-32.
- Sadeghi, H. et al., 2002. Relationship between ankle frontal muscle powers and three-D gait patterns. *Am J Phys Med Rehabil*, 81(6), pp. 429-436.
- Sadeghi, H. et al., 2001. Lower limb muscle power relationships in bilateral able-bodied gait. *Am J Phys Med Rehabil*, 80(11), pp. 821-830.
- Sagawa, Y. et al., 2011. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait Posture*, Apr, 33(4), pp. 511-526.
- Salsich, G. B., Brechter, J. H. & Powers, C. M., 2001. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech*, Dec, 16(10), pp. 906-912.
- Samuelsson, K. A. M., Töytäri, O., Salminen, A.-L. & Brandt, A., 2012. Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review.. *Prosthet Orthot Int*, Jun, 36(2), pp. 145-158.
- Sanderson, D. & Martin, P., 1997. Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait Posture*, 6(2), pp. 126-136.

- Sangeux, M., Peters, A. & Baker, R., 2011. Hip joint centre localization: Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis. *Gait Posture*, Jul, 34(3), pp. 324-328.
- Sawers, A. & Hafner, B., 2013. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: A systematic review. *J Rehabil Res Dev*, 50(3), pp. 273-314.
- Schmalz, T., Blumentritt, S. & Altenburg, B., 2006. Biomechanische Analyse des Schrägen und Treppengehens mit aktuellen Kniepassteilen. *Orthopädie-Technick*, Volume 57, pp. 682-93.
- Schmalz, T., Blumentritt, S. & Jarasch, R., 2002. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture*, Dec, 16(3), pp. 255-263.
- Schmalz, T., Blumentritt, S. & Marx, B., 2007. Biomechanical analysis of stair ambulation in lower limb amputees.. *Gait Posture*, Feb, 25(2), pp. 267-278.
- Schwartz, M. H., Trost, J. P. & Werve, R. A., 2004. Measurement and management of errors in quantitative gait data. *Gait Posture*, Oct, 20(2), pp. 196-203.
- Segal, A. D. et al., 2006. Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees. *J Rehabil Res Dev*, 43(7), pp. 857-870.
- Seroussi, R. E., Gitter, A., Czerniecki, J. M. & Weaver, K., 1996. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. *Arch Phys Med Rehabil*, Nov, 77(11), pp. 1209-1214.
- Sheehan, R. C. & Gottschall, J. S., 2012. At similar angles, slope walking has a greater fall risk than stair walking. *Appl Ergon*, May, 43(3), pp. 473-478.
- Silder, A., Besier, T. & Delp, S. L., 2012. Predicting the metabolic cost of incline walking from muscle activity and walking mechanics. *J Biomech*, Jun, 45(10), pp. 1842-1849.
- Silva, M. P. T. & Ambrósio, J. A. C., 2004. Sensitivity of the results produced by the inverse dynamic analysis of a human stride to perturbed input data. *Gait Posture*, Feb, 19(1), pp. 35-49.
- Simon, J., Alimusaj, M. & Wolf, S., 2007. Kinetics on ramps and stairs using floor level mounted force plates. *Gait Posture*, Volume 26, pp. 11-12.
- Sinitski, E. H., Hansen, A. H. & Wilken, J. M., 2012. Biomechanics of the ankle-foot system during stair ambulation: implications for design of advanced ankle-foot prostheses. *J Biomech*, Feb, 45(3), pp. 588-594.
- Sjödahl, C., Jarnlo, G. B., Söderberg, B. & Persson, B. M., 2002. Kinematic and kinetic gait analysis in the sagittal plane of trans-femoral amputees before and after special gait re-education. *Prosthet Orthot Int*, Aug, 26(2), pp. 101-112.

- Sjödahl, C., Jarnlo, G. B., Söderberg, B. & Persson, B. M., 2003. Pelvic motion in trans-femoral amputees in the frontal and transverse plane before and after special gait re-education. *Prosthet Orthot Int*, Dec, 27(3), pp. 227-237.
- Skinner, H. B. & Effeney, D. J., 1985. Gait analysis in amputees. *Am J Phys Med Rehabil*, Apr, 64(2), pp. 82-89.
- Smith, D. G., Michael, J. & Bowker, J., 2004. Atlas of amputations and limb deficiencies.
- Smith, J. D., 2008. Effects of prosthesis inertia on the mechanics and energetics of amputee locomotion. *The Pennsylvania State University. The Graduate School College of Health and Human Development*.
- Spanjaard, M. et al., 2008. Lower-limb biomechanics during stair descent: Influence of step-height and body mass. *J Exp Biol*, 211(9), pp. 1368-1375.
- Stagni, R. et al., 2000. Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. *J Biomech*, 33(11), pp. 1479-1487.
- Starholm, I.-M., Gjovaag, T. & Mengshoel, A., 2010. Energy expenditure of transfemoral amputees walking on a horizontal and tilted treadmill simulating different outdoor walking conditions. *Prosthet Orthot Int*, 34(2), pp. 184-194.
- Struyf, P. A., van Heugten, C. M., Hitters, M. W. & Smeets, R. J., 2009. The prevalence of osteoarthritis of the intact hip and knee among traumatic leg amputees. *Arch Phys Med Rehabil*, Mar, 90(3), pp. 440-446.
- Thies, S. B. et al., 2011. Effects of ramp negotiation, paving type and shoe sole geometry on toe clearance in young adults.. *J Biomech*, Oct, 44(15), pp. 2679-2684.
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Kuo, M.-Y. & Hsu, H.-C., 2009. Quantification of three-dimensional movement of skin markers relative to the underlying bones during functional activities. *Biomed Eng - App Bas C*, 21(3), pp. 223-232.
- Tsai, T.-Y., Lu, T.-W., Kuo, M.-Y. & Lin, C.-C., 2011. Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent.. *J Biomech*, Apr, 44(6), pp. 1182-1188.
- Tulchin, K. & Cummings, D., 2010. Multidimensional motion of the talux® foot system in a bilateral transtibial amputee. *J Prosthet Orthot*, 22(1), pp. 53-55.
- Tulchin, K., Orendurff, M. & Karol, L., 2010. The effects of surface slope on multi-segment foot kinematics in healthy adults.. *Gait Posture*, Oct, 32(4), pp. 446-450.
- Urry, S., 1999. Influence of slope angle on pressure distribution beneath the human foot. *Clin Biomech*, 14(8), p. 564.
- Urry, S., 2002. Redistribution of foot pressure in healthy adults during sideslope walking. *Foot Ankle Int*, 23(12), pp. 1112-1118.

- Van der Linden, M. L., Twiste, N. & Rithalia, S. V. S., 2002. The biomechanical effects of the inclusion of a torque absorber on trans-femoral amputee gait, a pilot study. *Prosthet Orthot Int*, Apr, 26(1), pp. 35-43.
- Vanicek, N., Strike, S., McNaughton, L. & Polman, R., 2010. Lower limb kinematic and kinetic differences between transtibial amputee fallers and non-fallers. *Prosthetics and Orthotics International*, 34(4), pp. 399-410.
- Vickers, D. R., Palk, C., McIntosh, A. & Beatty, K., 2008. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis. *Gait Posture*, 27(3), pp. 518-529.
- Viel, E., 2000. La marche humaine, la course et le saut.
- Viton, J.-M. et al., 2000. Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int*, 24(2), pp. 108-116.
- Vrieling, A. H. et al., 2007. Obstacle crossing in lower limb amputees. *Gait Posture*, Oct, 26(4), pp. 587-594.
- Vrieling, A. H. et al., 2008. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture*, Aug, 28(2), pp. 235-242.
- Vucina, A., Hudec, M. & Raspudic, V., 2005. Kinematics and forces in the above-knee prosthesis during the stair climbing. *International Journal of Simulation Modelling*, 4(1), pp. 17-26.
- Walker, C. R., Ingram, R. R., Hullin, M. G. & McCreath, S. W., 1994. Lower limb amputation following injury: a survey of long-term functional outcome. *Injury*, Aug, 25(6), pp. 387-392.
- Walsh, M., Connolly, P., Jenkinson, A. & O'Brien, T., 2000. Leg length discrepancy - an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait analysis. *Gait Posture*, 12(2), pp. 156-161.
- Wilken, J. M., Sinitski, E. H. & Bagg, E. A., 2011. The role of lower extremity joint powers in successful stair ambulation. *Gait Posture*, May, 34(1), pp. 142-144.
- Williams, R. J., Hansen, A. H. & Gard, S. A., 2009. Prosthetic ankle-foot mechanism capable of automatic adaptation to the walking surface. *J Biomech Eng*, Mar, 131(3), p. 035002.
- Willwacher, S. et al., 2013. Kinetics of cross-slope running. *J Biomech*, Nov, 46(16), pp. 2769-2777.
- Winter, D., 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 3(4), pp. 193-214.
- Wolf, E. J. et al., 2012. Assessment of transfemoral amputees using C-Leg and Power Knee for ascending and descending inclines and steps. *J Rehabil Res Dev*, Aug, 49(6), pp. 831-842.
- Wolf, S. I. et al., 2009. Pressure characteristics at the stump/socket interface in transtibial amputees using an adaptive prosthetic foot. *Clin Biomech*, Dec, 24(10), pp. 860-865.

Wu, G. & Cavanagh, P. R., 1995. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *J Biomech*, Oct, 28(10), pp. 1257-1261.

Wu, G. et al., 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. *J Biomech*, Apr, 35(4), pp. 543-548.

Wu, G. et al., 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*, May, 38(5), pp. 981-992.

Wu, W.-L. et al., 2005. Lower extremity kinematics and kinetics during level walking and stair climbing in subjects with triple arthrodesis or subtalar fusion. *Gait Posture*, Apr, 21(3), pp. 263-270.

LISTE DES PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Publications dans des revues internationales avec comité de lecture

Shaheen AF., **Villa C.**, Lee YN., Bull AMJ., Alexander CM. (2013) Scapular taping alters kinematics in asymptomatic subjects, *J Electromyogr Kines*, April 2013,23(2):326-333.

Langlois K., **Villa C.**, Bonnet X., Lavaste F., Fodé P., Martinet N., Pillet H. (2013) Influence of transtibial amputee physical capacities on gait adjustments on sloped surfaces, *J Rehabil Res Dev in press*

Bonnet X., **Villa C.**, Fodé P., Lavaste F., Pillet H. (2013) Mechanical work performed by individual limbs of transfemoral amputee during step-to-step transition: effect of walking velocity, *J Eng Med in press*

Pillet H., Drevelle X., Bonnet X., **Villa C.**, Martinet N., Sauret C., Bascou J., Loiret I., Dijan F., Rapin N., Mille J., Thireux P., Fodé P., Paysant J., Guérit P., Lavaste F. (2014) Training and Fitting Amputees during Situations of Daily Living, *Innov Res Biomed Eng in press*

Communications internationales avec comité de lecture et publication des actes

Shaheen A., **Villa C.**, Lee Y., Bull A., Alexander C. (2011), The effect of taping on shoulder kinematics and posture in patients with shoulder impingement syndrome, ISB 2011 Congress XXIII, 3-7 juillet 2011, Bruxelles, Belgique.

Villa C., Bonnet X., Pillet H., Fodé P., Lavaste F. (2012) Evaluation of hip moment changes and mechanical work during transfemoral amputee gait, 18th Congress of the European Society of Biomechanics (ESB), 1-4 juillet 2012, Lisbonne, Portugal.

Villa C., Sauret C., Fodé P., Lavaste F., Pillet H. (2012) Kinematics of the lower limbs, pelvis and trunk during asymptomatic cross-slope walking, 12th International Symposium on 3D Analysis of Human Movement (3DHMA), 18-20 juillet 2012, Bologne, Italie.

Villa C., Drevelle X., Sauret C., Martinet N., Bonnet X., Pillet H. (2013), Kinematic adjustments of transfemoral amputee gait on cross-slopes, ISB 2013 Congress XXIV, 4-9 août 2013, Natal, Brésil.

Langlois K., **Villa C.**, Bonnet X., Lavaste F., Fodé P., Martinet N., Pillet H. (2014) Influence of transtibial amputee physical capacities on gait adjustments on sloped surfaces, *Reha-Technik*, 13-16 Mai 2014, Leipzig, Allemagne.

Communications nationales avec comité de lecture et publication des actes

Villa C., Pillet H., Fodé P., Paysant J., Sauret C., Martinet N., Lavaste F. (2012) Gait Analysis of Amputee People in Limiting Situations of Daily Living, 37^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique (SB), 16-19 octobre 2012, Toulouse, France.

Drevelle X., **Villa C.**, Sauret C., Fodé P., Martinet N., Pillet H., Lavaste F. (2013) Vaulting quantification for transfemoral amputees in different gait situations, 38^{ème} congrès de la société de biomécanique (SB), 4-6 septembre 2013, Marseille, France.

Communications nationales avec comité de lecture

Villa C., Pillet H., Bonnet X., Sauret C., Fodé P., Lavaste F. (2011) Etude préliminaire de la cinématique de la cheville en phase d'appui pendant la montée et la descente d'un plan incliné. Comparaison des sujets amputés transtibiaux et des sujets asymptomatiques, 16ème ISPO-France, 3-4 novembre 2011, Marseille, France.

Villa C., Pillet H., Fodé P., Paysant J., Sauret C., Martinet N., Lavaste F. (2012) Gait Analysis of Amputee People in Limiting Situations of Daily Living, 12ème journées de la SOFAMEA, 23-25 janvier 2013, Luxembourg, Luxembourg.

Bonnet X., **Villa C.**, Pillet H. (2013) Adaptations des dispositifs prothétiques aux situations de la vie courante, ISPO-France 2013, 17-18 octobre 2013, Nantes, France.

Drevelle X., **Villa C.**, Fodé P., Martinet N., Pillet H., Lavaste F. (2013) AQM et stratégies d'adaptation chez les amputés trans-fémoraux, ISPO-France 2013, 17-18 octobre 2013, Nantes, France.

Drevelle X., **Villa C.**, Bonnet X., Loiret I., Fodé P., Pillet H. (2014) Quantification du vaulting dans différentes situations de marche chez les sujets amputés transfémoraux, 13^{ème} journées de la SOFAMEA, 22-24 janvier 2014, Saint Fargeau Ponthierry, France.

Langlois K., **Villa C.**, Bonnet X., Lavaste F., Fodé P., Martinet N., Pillet H. (2014) Influence des capacités physiques de sujets amputés sur leurs adaptations à la marche en pente, 13^{ème} journées de la SOFAMEA, 22-24 janvier 2014, Saint Fargeau Ponthierry, France.

Pillet H., **Villa C.**, Bonnet X., Bascou J., Thoreux P., Lavaste F. (2014) Quantification du travail mécanique au cours de la locomotion en descente de pente et d'escalier, 13^{ème} journées de la SOFAMEA, 22-24 janvier 2014, Saint Fargeau Ponthierry, France.

Séminaires et autres communications

Villa C., Sauret C., Lavaste F., Pillet H. (2012) Comportement du pied sain au cours de la locomotion dans des situations contraignantes de la vie courante, 20ème Forum du Val de Grâce, 13 janvier 2012, Paris, France.

Drevelle X., **Villa C.**, Sauret C., Pillet H., Fodé P., Martinet N., Lavaste F. (2013) Adaptation de la marche des patients amputés transfémoraux dans les dévers et les pentes, 42^{ème} entretiens de médecine physique et de réadaptation, 5-7 mars 2013, Montpellier, France.

Villa C., Drevelle X., Sauret C., Pillet H., Fodé P., Martinet N., Lavaste F. (2013) Appareillage des personnes amputées du membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante, Congrès de la SORNEST, 21 mars 2013, Charleville-Mézières, France.

Loiret I., Rapin N., **Villa C.**, Drevelle X., Bonnet X. (2013) Appareillage des personnes amputées du membre inférieur dans les situations contraignantes de la vie courante, AFA AMPAN, 13-14 juin 2013, Paris, France.

École doctorale n°432 : Science des métiers de l'ingénieur

Doctorat ParisTech

(ANNEXES)

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité “ Biomécanique ”

présentée et soutenue publiquement par

Coralie VILLA

le 17 février 2014

**Analyse de la marche des personnes amputées de membre inférieur en
situations contraignantes de la vie courante**

Directeur de thèse : **François LAVASTE**
Co-encadrement de la thèse : **Hélène PILLET**

Jury

M. Philippe GORCE, Professeur, HANDIBIO, Université du Sud Toulon Var, Toulon
Mme. Laurence CHEZE, Professeur, LBMC, IFSTTAR, Université Lyon 1, Lyon
M. Georges-François PENNECOT, Professeur, Hôpital Robert Debré, Paris
M. Aurelio CAPPOZZO, Professeur, LABLAB, Università degli Studi di Roma "Foro Italico", Rome
M. Noël MARTINET, Docteur, IRR, UGECAM Nord –Est, Nancy
Mme. Patricia THOREUX, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
M. François LAVASTE, Professeur émérite, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mme. Hélène PILLET, Maître de conférences, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris
Mme Pascale FODE, Docteur, Directrice du CERAH, Institution Nationale des Invalides, Paris
Mme. Wafa SKALLI, Professeur, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris

Président
Rapporteur
Rapporteur
Examineur
Examineur
Examineur
Examineur
Invité
Invité

**Arts et Métiers ParisTech - Centre de Paris
Laboratoire de Biomécanique**

**T
H
È
S
E**

Annexe A	Formulaire de consentement et fiches cliniques	5
A.1.	Formulaire de consentement	5
A.2.	Fiches Cliniques	12
A.2.1.	Fiche clinique des sujets amputés transtibiaux	12
A.2.2.	Fiche clinique des sujets amputés transtibiaux	20
Annexe B	Protocole : Dispositifs instrumentés	29
B.1.	Aménagement des fosses et position des plateformes de force	29
B.2.	Dispositifs fabriqués pour le CERAH	29
B.3.	Dispositifs fabriqués pour l'IRR	30
Annexe C	Protocole : Méthodes d'analyse cinématique et dynamique de la marche	31
C.1.	Détection du cycle de marche	31
C.2.	Calcul des paramètres spatio-temporels	32
C.3.	Calcul des paramètres cinématiques et dynamiques	33
C.3.1.	Définition des segments et position des marqueurs	33
C.3.2.	Définitions des repères anatomiques des segments en statique	34
C.3.3.	Définitions des repères anatomiques des segments en dynamique	35
C.4.	Création des plateformes de force virtuelles	35
C.5.	Conventions de signe pour les segments pied, tibia et tronc	37
C.5.1.	Segment Pied	37
C.5.2.	Segment Tibia	39
C.5.3.	Segment Tronc	41
Annexe D	Base de données de sujets asymptomatiques - Complément	43
D.1.	Sujets de la base de données	43
D.2.	Comparaison à la littérature - Situation : sol plan horizontal	44
D.2.1.	Comparaison aux études de Benedetti <i>et al.</i> (1998) et Goujon (2006)	44
D.2.1.1.	Paramètres spatio-temporels	44
D.2.1.2.	Paramètres cinématiques	45
D.2.1.3.	Paramètres dynamiques	46
D.2.1.4.	Comparaison	47
D.2.2.	Complément dans le plan frontal	47
D.3.	Comparaison à la littérature - Situation : pentes	48
D.3.1.	Montée de pente	48
D.3.1.1.	Paramètres spatio-temporels	48
D.3.1.2.	Courbes	49
D.3.1.3.	Paramètres cinématiques	51
D.3.1.4.	Paramètres dynamiques	52
D.3.1.4.1.	Moments	52
D.3.1.4.2.	Résultante des efforts de réaction du sol	53
D.3.2.	Descente de pente	54
D.3.2.1.	Paramètres spatio-temporels	54

D.3.2.2.	Courbes	55
D.3.2.3.	Paramètres cinématiques	57
D.3.2.4.	Paramètres dynamiques	58
D.3.2.4.1.	Moments	58
D.3.2.4.2.	Résultante des efforts de réaction du sol	59
D.4.	Résultats de l'étude de la marche des sujets asymptomatiques en dévers	60
D.4.1.	Valeurs des paramètres calculés sur les courbes des composantes de la résultante des efforts de réaction du sol	60
D.4.2.	Adaptations cinématiques et dynamiques	61
D.4.2.1.	Plan frontal	61
D.4.2.1.1.	Courbes	61
D.4.2.1.2.	Tableau de valeurs	62
D.4.2.2.	Plan sagittal	63
D.4.2.2.1.	Courbes	63
D.4.2.2.2.	Tableau de valeurs	64
Annexe E	Base de données de Sujets amputés - Complément	65
E.1.	Locomotion sur sol plan horizontal	65
E.1.1.	Sujets amputés transtibiaux (TT)	65
E.1.1.1.	Résultante du torseur des efforts de réaction du sol (TT)	65
E.1.1.2.	Plan sagittal (TT)	66
E.1.1.2.1.	Côté amputé (TT)	66
E.1.1.2.2.	Côté sain (TT)	67
E.1.1.3.	Plan frontal (TT)	68
E.1.1.3.1.	Côté amputé (TT)	68
E.1.1.3.2.	Côté sain (TT)	69
E.1.1.4.	Cinématique du bassin et du tronc (TT)	70
E.1.2.	Sujets amputés transfémoraux (TF)	71
E.1.2.1.	Résultante du torseur des efforts de réaction du sol (TF)	71
E.1.2.2.	Plan sagittal (TF)	72
E.1.2.2.1.	Côté amputé (TF)	72
E.1.2.2.2.	Côté sain (TF)	73
E.1.2.3.	Plan frontal (TF)	74
E.1.2.3.1.	Côté amputé (TF)	74
E.1.2.3.2.	Côté sain (TF)	75
E.1.2.4.	Cinématique du bassin et tronc (TF)	76
E.2.	Locomotion en dévers	77
E.2.1.	Résultats de l'étude de la marche des sujets amputés en dévers quand le pied prothétique est en amont	77
E.2.1.1.	Résultante du torseur des efforts de réaction du sol	77
E.2.1.1.1.	Composantes de l'effort de réaction du sol dans le repère R_{global}	78
E.2.1.1.2.	Composantes de l'effort de réaction du sol dans le repère $R_{situation}$	80
E.2.1.2.	Adaptations cinématiques et dynamiques : Courbes	82
E.2.1.2.1.	Sujets amputés transtibiaux (TT)	82
E.2.1.2.1.1.	Plan frontal (TT)	82
E.2.1.2.1.1.1.	Côté prothétique en amont (TT)	82
E.2.1.2.1.1.2.	Côté sain en aval (TT)	83
E.2.1.2.1.1.3.	Bassin et tronc (TT)	84

E.2.1.2.1.2. Plan sagittal (TT) _____	85
E.2.1.2.1.2.1. Côté prothétique en amont (TT) _____	85
E.2.1.2.1.2.2. Côté sain en aval (TT) _____	86
E.2.1.2.2. Sujets amputés transfémoraux (TF) _____	87
E.2.1.2.2.1. Plan frontal (TF) _____	87
E.2.1.2.2.1.1. Côté prothétique en amont (TF) _____	87
E.2.1.2.2.1.2. Côté sain en aval (TF) _____	88
E.2.1.2.2.1.3. Bassin et tronc (TF) _____	89
E.2.1.2.2.2. Plan sagittal (TF) _____	90
E.2.1.2.2.2.1. Côté prothétique en amont (TF) _____	90
E.2.1.2.2.2.2. Côté sain en aval (TF) _____	91
E.2.1.3. Adaptations cinématiques et dynamiques : Valeurs pour les trois populations de sujets (TF/TT/SA) _____	92
E.2.1.3.1. Plan frontal (TF/TT/SA) _____	92
E.2.1.3.1.1. Côté prothétique en amont (TF/TT/SA) _____	92
E.2.1.3.1.2. Côté sain en aval (TF/TT/SA) _____	93
E.2.1.3.2. Plan sagittal (TF/TT/SA) _____	94
E.2.1.3.2.1. Côté prothétique en amont (TF/TT/SA) _____	94
E.2.1.3.2.2. Côté sain en aval (TF/TT/SA) _____	95
E.2.2. Résultats de l'étude de la marche des sujets amputés en dévers quand le pied prothétique est en aval _____	96
E.2.2.1. Résultante du torseur des efforts de réaction du sol _____	96
E.2.2.1.1. Composantes de l'effort de réaction du sol dans le repère R_{global} _____	96
E.2.2.1.2. Composantes de l'effort de réaction du sol dans le repère $R_{situation}$ _____	98
E.2.2.2. Adaptations cinématiques et dynamiques : Courbes _____	100
E.2.2.2.1. Sujets amputés transtibiaux (TT) _____	100
E.2.2.2.1.1. Plan frontal (TT) _____	100
E.2.2.2.1.1.1. Côté prothétique en aval (TT) _____	100
E.2.2.2.1.1.2. Côté sain en amont (TT) _____	101
E.2.2.2.1.1.3. Bassin et Tronc (TT) _____	102
E.2.2.2.1.2. Plan sagittal (TT) _____	103
E.2.2.2.1.2.1. Côté prothétique en aval (TT) _____	103
E.2.2.2.1.2.2. Côté sain en amont (TT) _____	104
E.2.2.2.2. Sujets amputés transfémoraux (TF) _____	105
E.2.2.2.2.1. Plan frontal (TF) _____	105
E.2.2.2.2.1.1. Côté prothétique en aval (TF) _____	105
E.2.2.2.2.1.2. Côté sain en amont (TF) _____	106
E.2.2.2.2.1.3. Bassin et Tronc (TF) _____	107
E.2.2.2.2.2. Plan sagittal (TF) _____	108
E.2.2.2.2.2.1. Côté prothétique en aval (TF) _____	108
E.2.2.2.2.2.2. Côté sain en amont (TF) _____	109
E.2.2.3. Adaptations cinématiques et dynamiques : Valeurs pour les trois populations de sujets (TF/TT/SA) _____	110
E.2.2.3.1. Plan frontal (TF/TT/SA) _____	110
E.2.2.3.1.1. Côté prothétique en aval (TF/TT/SA) _____	110
E.2.2.3.1.2. Côté sain en amont (TF/TT/SA) _____	111
E.2.2.3.2. Plan sagittal (TF/TT/SA) _____	112
E.2.2.3.2.1. Côté prothétique en aval (TF/TT/SA) _____	112
E.2.2.3.2.2. Côté sain en amont (TF/TT/SA) _____	113

<i>Annexe F</i>	<i>Article soumis dans la revue Clinical Biomechanics</i>	<i>114</i>
<i>Annexe G</i>	<i>Article accepté par la revue Journal of Rehabilitation Research & Development</i>	<i>130</i>
<i>Annexes - Figures et tableaux</i>		<i>152</i>
<i>Annexes - Liste des figures</i>		<i>152</i>
<i>Annexes - Liste des tableaux</i>		<i>155</i>

ANNEXE A FORMULAIRE DE CONSENTEMENT ET FICHES CLINIQUES

A.1. FORMULAIRE DE CONSENTEMENT

Ce document a été validé par le Comité de Protection des Personnes Ile de France VI (CPP n°79-11).

Note d'information et consentement éclairé : Version n°1 du 10/02/2011

Note d'information
ETUDE QUANTIFIEE DE LA DEAMBULATION DANS DIVERSES
SITUATIONS CHEZ LA PERSONNE AMPUTEE APPAREILLEE DE MEMBRE
INFERIEUR – COMPARAISON A UNE POPULATION TEMOIN
N° d'enregistrement : 2011-A00133-38

Promoteur : Ministère de la défense / INI / Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés (INI/CERAH) (Pascale Fodé), Bellevue BP50719 57147 Woippy Cedex France, 03 87 51 38 39.

Madame, Monsieur, Mademoiselle,

Le Docteur/Professeur : Nom Prénom
Service
Adresse
Tél : , Médecin Investigateur

Les trois centres de recherche impliqués :

- le Laboratoire d'analyse du mouvement de l'Institut Régional de médecine physique et de Réadaptation de Nancy,
- le Laboratoire de Biomécanique d'Arts et Métiers ParisTech,
- le Centre d'Etudes et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés,

mènent actuellement une recherche biomédicale sur la locomotion des sujets amputés, coordonnée par le Pr. Patricia Thoreux du Laboratoire de Biomécanique, Arts et Métiers ParisTech.

Nous souhaitons vous solliciter pour participer à cette étude, réalisée selon la loi n°2004-806 du 9 août 2004 relative à la politique de santé publique.

Nous vous présentons ici les informations nécessaires pour comprendre l'intérêt et le déroulement de l'étude, les bénéfices attendus, les contraintes et les risques prévisibles

Lisez attentivement cette notice.

Posez toutes les questions qui vous sembleront utiles.

Après avoir obtenu les réponses satisfaisantes à vos questions et disposé d'un délai de réflexion adapté, vous pourrez alors décider si vous voulez participer à cette étude ou non.

Paraphe du patient (ou sujet)

Note d'information et consentement éclairé : Version n°1 du 10/02/2011

Le but de l'étude :

Les objectifs principaux sont :

- d'identifier les situations les plus contraignantes de la vie courante pour les sujets amputés du membre inférieur,
- de caractériser le comportement des articulations saines et prothétiques au cours de la marche dans des situations contraignantes de la vie courante (sur plan incliné, escalier, ...).

Les objectifs secondaires sont d'adapter et de faire évoluer les prothèses pour un meilleur confort de marche et une meilleure sécurité, d'adapter les protocoles d'entraînement et de rééducations spécifiques aux situations contraignantes de la vie courante.

Pour cela nous utiliserons :

- des **questionnaires** à remplir par vos soins
- **une analyse de votre marche** dans différentes situations de la vie courante, par un système d'analyse du mouvement. (voir description page suivante).

Le déroulement de l'étude :

A/ Présentation générale :

- Cette recherche biomédicale menée dans trois centres de recherche implique le recrutement de 30 sujets sains et de deux groupes de 35 sujets amputés, appareillés tibiaux et fémoraux.
- Cette étude nécessite des visites dans les locaux d'un des trois centres de recherche impliqués pour réaliser l'analyse de votre marche :
 - les sujets témoins pourront réaliser toutes les situations à évaluer en une seule visite ;
 - les patients appareillés pourront participer à au plus 4 situations. Les situations pourront être réalisées au cours de sessions de mesures distinctes en fonction des capacités du sujet et des possibilités matérielles.

Au total, le temps nécessaire à l'évaluation d'un sujet dans une situation est estimé à 1 heure pour le sujet.

B/ Déroulement de votre participation à cette étude :

- Chaque sujet inclus dans le protocole devra se déplacer jusqu'au lieu prévu pour la série d'acquisitions.
- Le protocole des tests vous sera exposé avant signature d'un formulaire de consentement éclairé. Si vous le désirez, vous pourrez poser toutes questions complémentaires que vous souhaitez au médecin, avant d'entrer dans l'étude, ou à tout moment de celle-ci.
- Pour les patients amputés, vous bénéficierez d'un examen médical préalable adapté à l'étude conformément à l'article L1121.11 du code de la Santé Publique. Les résultats éventuels de cet examen vous seront communiqués directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de votre choix.
- Le médecin investigateur vérifiera le réglage de votre prothèse et vous soumettra un questionnaire sur votre activité, votre état de santé et votre appareillage, le cas échéant.
- Vous effectuerez des séries d'exercices, en sous-vêtements, destinées à évaluer votre locomotion grâce à des caméras infrarouges, qui enregistreront les positions de marqueurs qui seront fixés sur votre corps (sans effraction cutanée ni douleur). Pour cela différentes méthodes non-invasives et non-irradiantes pourront être mises en place à l'aide :

Paraphe du patient (ou sujet)

Note d'information et consentement éclairé : Version n°1 du 10/02/2011

- d'un système de capture du mouvement qui permet de localiser en permanence la position des marqueurs dans l'espace,
- d'une électromyographie de surface qui permet d'enregistrer l'activité électrique des muscles lors du mouvement,
- d'un analyseur d'échange gazeux (mesure de l'oxygène inspiré et expiré) qui permet de déterminer la part d'énergie aérobie utilisée au cours du mouvement,
- des capteurs complémentaires pour quantifier les efforts dans la prothèse ou les accélérations des segments du corps au cours du mouvement.

Le protocole comportera plusieurs acquisitions :

- en position debout immobile,
- au cours de mouvement simple de la cuisse, permettant de déterminer la position du centre articulaire de la hanche (une barre servant d'appui sera mise à votre disposition afin de préserver votre équilibre)
- au cours 6 à 10 séries de montée et descente d'escalier ou de plans inclinés ou de marche en dévers suivant votre condition physique.
- au cours de 6 à 10 séries de marche sur sol horizontal sur environ 5 mètres.

Un temps de repos vous sera alloué entre chaque série, la fatigue n'étant pas un paramètre pris en compte dans notre étude.

C. Les risques prévisibles :

Les risques prévisibles sont représentés par une chute et/ou un malaise pendant les tests de marche. Vous aurez comme consigne de stopper immédiatement le test si vous ressentez un risque de chute.

D. Indemnisation – prise en charge des frais liés à l'étude :

- Tous les examens et traitements de l'étude sont pris en charge.
- Vous ne percevrez aucune contrepartie financière pour votre participation à l'étude.

E. Aspects réglementaires et administratifs :

- Pour participer à l'étude proposée, vous devez être affilié(e) à un régime de sécurité sociale.
- Vous ne pouvez pas être sous sauvegarde de la justice.
- Cette étude a reçu pour sa mise en œuvre :
 - un avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP) Ile de France VI,
 - une autorisation auprès de l'AFSSAPS
- Le promoteur a souscrit une assurance garantissant sa responsabilité civile pour couvrir les éventuelles conséquences préjudiciables de cette étude (Biomedicinsure, CP142, 56038 Vannes Cedex, n° de contrat : (1680)90712)

1. Traitement informatique des données personnelles :

Cette étude sera réalisée conformément aux dispositions de la loi n°78-17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés modifiée par la loi n°2004-801 du 6 août 2004 relative à la protection des personnes physiques à l'égard des traitements de données à caractère personnel, de la Commission Nationale de l'Informatique et des Libertés (CNIL).

- Les données médicales vous concernant et les données nécessaires à l'étude seront recueillies et transmises au Promoteur de la recherche ou aux personnes ou sociétés agissant pour son compte, en France ou à l'étranger.
- Un traitement de vos données personnelles va être mis en œuvre pour permettre l'analyse des résultats, dans des conditions assurant leur confidentialité.
- Vous disposez d'un **droit d'accès et de rectification**.
- Vous disposez également d'un **droit d'opposition** à la transmission de vos données personnelles utilisées dans le cadre de cette étude. Ces droits s'exercent auprès du médecin Investigateur qui vous suit dans le cadre de l'étude et qui connaît votre identité (n° de téléphone : 01-44-24-63-64).

Paraphe du patient (ou sujet)

Note d'information et consentement éclairé : Version n°1 du 10/02/2011

2. Droit d'accès au dossier médical :

En application de la *loi 2002-303 du 4 mars 2002 relative aux droits des malades et à la qualité du système de santé*, vous avez un droit d'accès, au cours et à l'issue de l'étude, à votre dossier médical. Le dossier de recherche constitue un élément communicable du dossier médical du patient, selon les termes de l'article L 1111-7 du Code de la Santé Publique.

3. Droit à l'image

Dans le cadre de cette étude, et pendant votre évaluation sur la PIT, des enregistrements vidéo et photo pourront être effectués. Vous disposez d'un droit d'opposition à ce que ces vidéos et photos soient réalisées et/ou utilisées dans le cadre de l'étude et en dehors de l'étude (enseignement ou communication scientifique).

4. Informations sur l'étude

- Tout au long de votre participation, vous serez informé(e) de la survenue de toute nouvelle donnée sur le déroulement de l'étude ou sa mise en œuvre susceptible de modifier votre décision quant à votre participation à l'étude.
- Vous avez la possibilité à tout moment de l'étude de contacter le Pr/Dr (*nom du Médecin*) au (*téléphone, coordonnées*) pour toute demande d'information complémentaire sur l'étude, sur votre participation ou sur vos données personnelles liées à votre santé.
- Vous pourrez être informé(e), si vous le souhaitez, des résultats globaux de la recherche à la fin de l'étude (Art L.1122-1 Code de la Santé Publique) en contactant l'investigateur principal de la recherche, le Pr Thoreux au 01-44-24-63-64.

5. Participation volontaire du sujet/patient

Votre participation à cette étude est entièrement volontaire et libre.

Votre éventuel refus de participer n'aura aucune conséquence sur le type et sur la qualité de votre prise en charge, ainsi que sur vos relations avec le médecin investigateur.

Si vous acceptez de participer, vous pourrez à tout moment quitter cette étude sans justification et conséquence sur la qualité de votre future prise en charge.

Par ailleurs, vous pourrez éventuellement être sorti(e) de l'étude par le médecin s'il l'estime nécessaire. Votre participation pourra également être interrompue en cas d'arrêt prématuré de l'étude.

Cette note d'information vous appartient et vous pouvez la communiquer et en parler à votre médecin traitant ou à vos proches pour avis.

Nous vous remercions de votre coopération.

Si vous êtes d'accord pour participer à cette étude, nous vous demandons de bien vouloir signer le formulaire de consentement ci-joint.

Paraphe du patient (ou sujet)

Note d'information et consentement éclairé : Version n°1 du 10/02/2011

FORMULAIRE DE RECUEIL DE CONSENTEMENT ECLAIRE
Etude quantifiée de la déambulation dans diverses situations chez la
personne amputée appareillée de membre inférieur – comparaison à une
population témoin
N° D'ENREGISTREMENT : 2011-A00133-38

(Fait en 2 exemplaires : un exemplaire est remis à la personne, l'autre est conservé par l'investigateur)

De : M., Mme, Mlle

Nom :

Prénom :

Adresse :

Date de naissance :

N° de sécurité sociale.....

Le Docteur [nom, prénom, adresse, téléphone], m'a
proposé de participer à une étude intitulée :

ETUDE QUANTIFIEE DE LA DEAMBULATION DANS DIVERSES SITUATIONS CHEZ LA PERSONNE
AMPUTEE APPAREILLEE DE MEMBRE INFERIEUR – COMPARAISON A UNE POPULATION TEMOIN
N° d'enregistrement : 2011-A00133-38

dont le promoteur est le Ministère de la défense / INI / Centre d'Etudes et de Recherche sur
l'Appareillage des Handicapés (INI/CERAH) (Pascale Fodé), Bellevue BP50719 57147 Woippy
Cedex France.

J'ai reçu oralement et via la Lettre d'Information toutes les informations nécessaires pour
comprendre l'intérêt et le déroulement de l'étude, les bénéfices attendus, les contraintes et les
risques prévisibles.

J'ai pu poser toutes les questions nécessaires à la bonne compréhension de ces
informations et j'ai reçu des réponses claires et précises.

J'ai disposé d'un délai de réflexion adapté entre les informations reçues et ce
consentement avant de prendre ma décision.

Paraphe du patient (ou sujet)

Note d'information et consentement éclairé : Version n°1 du 10/02/2011

Interruption de la participation :

Sans justifications et sans compromettre la qualité des soins qui me sont dispensés :

- Je suis libre de refuser de participer à cette étude,
- Je peux interrompre ma participation à tout moment, auquel cas j'en informerai le médecin qui me suit au cours de cette étude, pour qu'il me propose, le cas échéant, une prise en charge adaptée.

En foi de quoi, **j'accepte librement et volontairement de participer à cette recherche.**

Par ailleurs, je pourrai éventuellement être sorti(e) de l'étude par le médecin s'il l'estime nécessaire.

Ma participation pourra également être interrompue en cas d'arrêt prématuré de l'étude.

Législation :

Mon consentement ne décharge pas les organisateurs de la recherche de leurs responsabilités à mon égard et je conserve tous mes droits garantis par la loi.

J'ai été informé(e), qu'en conformité avec la loi n°2004-806 du 9 août 2004 relative à la politique de santé publique :

- Le Comité de Protection des Personnes - CPP IDF VI – Pitié-Salpêtrière réuni le JJ/MM/AA à l'hôpital de la Pitié Salpêtrière (Paris XIIIe), a donné un avis favorable à la réalisation de cette étude en date du [indiquer la date],
- l'autorité compétente (AFSSAPS) a autorisé la réalisation de cette étude en date du [indiquer la date],
- le promoteur de l'étude a souscrit un contrat d'assurance garantissant sa responsabilité pour cette étude. (Biomedicinsure, CP142, 56038 Vannes Cedex, n° de contrat : (1680)90712)

Examen médical préalable :

J'ai été informé(e) que je bénéficierai d'un examen médical préalable à l'étude. Les résultats éventuels me seront communiqués directement ou par l'intermédiaire d'un médecin de mon choix.

Docteur
Adresse :

Recueil des données :

Les données ayant trait à mon état de santé, à mon hygiène de vie, à ma situation administrative demeurent strictement confidentielles et ne peuvent être consultées que par le médecin qui me suit et ses collaborateurs, par des personnes mandatées par le promoteur et astreintes au secret professionnel et par des autorités mandatées par les autorités sanitaires et judiciaires.

Informatisation des données :

J'accepte le traitement informatisé des données personnelles en conformité avec les dispositions de la loi 78/17 du 6 janvier 1978 relative à l'informatique, aux fichiers et aux libertés, modifiée par la Loi n°2004-801 du 6 août 2004 de la commission nationale de l'informatique et des libertés (CNIL), relative à la protection des personnes physiques à l'égard des traitements de données à caractère personnel. En particulier, j'ai noté que je pourrais exercer, à tout moment, un droit d'accès et de rectification de mes données personnelles, en m'adressant auprès des responsables de l'étude.

J'ai bien été informé(e) que mes données personnelles seront rendues anonymes, avant d'être intégrées dans un rapport ou une publication scientifique.

Information :

A ma demande, je peux obtenir toute information complémentaire auprès du Professeur Patricia Thoreux (LBM – ENSAM Paris, Tél. : 01-44-24-63-64).

Paraphe du patient (ou sujet)

Note d'information et consentement éclairé : Version n°1 du 10/02/2011

Je serai informé(e) de toute nouvelle information durant l'étude, susceptible de modifier ma décision quant à ma participation à celle-ci.

J'ai le droit d'être informé(e) des résultats globaux de l'étude, à l'issue de celle-ci.

Interdiction de participer à une autre étude et période d'exclusion :

J'ai été informé(e) que je ne pourrai pas participer à une autre étude biomédicale pendant ma participation à cette étude.

Obligations :

J'atteste que je suis affilié(e) à un régime de sécurité sociale.
Je certifie ne pas être sous sauvegarde de justice.

En cas de prise de photos ou de films :

J'ai bien pris note que des enregistrements vidéo et photo pourront être effectués au cours de cette étude.

Je donne mon accord pour que ces vidéos/photos soient réalisées :

☐ OUI
☐ NON

En cas de réalisation de vidéos/photos, je donne mon accord pour que ces vidéos/photos soient utilisées pour illustrer des communications scientifiques, des actes d'enseignement :

☐ OUI
☐ NON

Je conserve un exemplaire de la note d'information et du présent formulaire de consentement.

<i>Partie à remplir par le patient</i>	<i>Partie à remplir par le médecin investigateur</i>
Nom et Prénom du patient	Nom et Prénom du médecin
Signature	Signature
A..... (ville)	A..... (ville)
Le.....(date)	Le.....(date)

Si la personne est inapte à lire et à écrire le français : le cas échéant,

En l'absence d'autonomie de lecture et/ou d'écriture de Mme, Mlle, M....., la tierce personne (personne de confiance) ci-dessous identifiée, atteste avoir personnellement et fidèlement lu au sujet la notice d'information et le présent formulaire de consentement, et recueilli son accord pour signer ici en son nom.

Tierce personne (personne de confiance):

Mme, Mlle, M.....

Signature...

Paraphe du patient (ou sujet)

A.2. FICHES CLINIQUES

Les fiches cliniques, pour les patients amputés transtibiaux et transfémoraux, ont été rédigées par Karine Langlois dans le cadre de son projet de Master au LBM Arts et Métiers ParisTech (Langlois, 2012) en partenariat avec Nathalie Rapin, kinésithérapeute à l'IRR de Nancy.

A.2.1. FICHE CLINIQUE DES SUJETS AMPUTES TRANSTIBIAUX

Identifiant :

FICHE CLINIQUE AMPUTE FEMORAL

1. Données personnelles :

Date de naissance :

Sexe :

Taille en cm :

Poids en Kg avec prothèse :

Poids en kg sans prothèse :

Poids prothèse en kg :

2. Amputation :

Coté : ☐ droit ☐ gauche

Motif : ☐ traumatique ☐ vasculaire ☐ tumoral ☐ congénital ☐ infectieux

☐ Autre :

Niveau : ☐ 1/3 sup ☐ 1/3 moyen ☐ 1/3 inf ☐ griffi

Longueur moignon :

Mesure grand trochanter/extrémité moignon :.....

Mesure Grand trochanter /épicondyle latéral coté sain :.....

Mesure grand trochanter/malléole latéral coté sain :.....

3. Anamnèse :

Histoire amputation :

Date

Pathologies intercurrentes orthopédiques:

traitement médical en cours :

Etat trophique/cutané :

Identifiant :

4.Appareillage :

Amputé Fémoral :

Type d'emboiture : ☐ quadrangulaire ☐ Ischions intégré ☐ MAS ☐ Autre :

Type de manchon :

Type de suspension :

Type de pied prothétique :

*Nom commerciale :

*Pointure du pied :

*Module :

Autres remarques ou description générique du pied prothétique en cas d'absence de référence commerciale :.....
.....

Type de genou prothétique :

*Nom commerciale :

Autres remarques ou description générique du genou prothétique en cas d'absence de référence commerciale :.....
.....

Rotateur fémoral :

*Nom commerciale :

Amortisseur :

*Nom commerciale

Absorbeur de torsion :

*Nom commerciale

Chaussage lors de l'analyse :

Hauteur du talon postérieur de la chaussure

Hauteur du talon antérieur de la chaussure

Différence :

Identifiant :

5. EXAMEN CLINIQUE MUSCULO-SQUELETTIQUE

Identifiant :	Date :	Hanche D		Hanche G		Genou D		Genou G		Cheville
		Sans prothèse	Avec prothèse	Sans prothèse	Avec prothèse	Sans prothèse	Avec prothèse	Sans prothèse	Avec prothèse	
Articulaire (selon DeBrunner)	F7E°									
	Abd/Add									
	R1/RE (hanche en F°)									
	R1/RE (hanche en E°)									
Musculaire (selon Daniels)	Psoas									
	MF									
	Extenseurs									
	Q									
	IJ									
	TS									
Rétractions	DF (dist talon-fesse cm)									
	IJ (Angle poplité en °)									
	TS Genou en E°									
	(F° dorsale °) Genou en F°									

Identifiant :

6. EXAMEN FONCTIONNEL :**TEST DE MARCHÉ DE 6 MINUTES**

NOM :

Prénom :

Date :

Examineur :

Age :

Poids :

Taille(cm) :

Dist 6min Théorique :

Dist limite inférieure :

% Dist théorique :

Temps	Distance	Fréquence cardiaque	Tension artérielle	Observations
0 minute				
1 minute				
2 minutes				
3 minutes				
4 minutes				
5 minutes				
6 minutes				
Récupération après 3min				

Borg :

MI :

Remarques :

Perception de l'intensité de l'effort	Lien avec une séance type d'activité physique
6	
7 Très très légère	
8	
9 Très légère	Échauffement/retour au calme
10	
11 Moyenne	
12	
13 Un peu difficile	Zone cible (FCC)
14	
15 Pénible	
16	
17 Très pénible	Zone d'effort très intense
18	
19 Très très pénible	
20	

L'échelle de Borg

Adapté de Physiologie du sport et de l'exercice physique,
de Jack H. Wilmore et David L. Costil, De Boeck Université, 1998.

Identifiant :

EVALUATION DE L'EFFORT AU NIVEAU DES MEMBRES INFERIEURS

0 Rien du tout

0,3

0,5 Extrêmement faible

1 Très faible

1,5

2 Faible

2,5

3 Modéré

4

5 Intense

6

7 Très intense

8

9

10 Extrêmement intense

Identifiant :

PPA-LCI

Voici une liste d'activités que vous pouvez avoir à faire dans votre vie de tous les jours. Pour chacune d'entre elles cochez la case correspondant à votre situation (une croix par ligne).

Liste d'activités	impossible	Possible si quelqu'un m'aide	Possible si quelqu'un est près de moi	Possible avec aides déambulation	Possible seul(e).
Se lever d'une chaise					
Ramasser un objet au sol lorsque vous êtes debout					
Se relever du sol					
Marcher au domicile					
Marcher dehors sur sol plat					
Marcher dehors sur sol accidenté					
Marcher dehors par mauvais temps (pluie, verglas, neige...)					
Monter les escaliers en tenant la rampe					
Descendre les escaliers en tenant la rampe					
Monter sur un trottoir					
Descendre un trottoir					
Monter quelques marches sans tenir la rampe					
Descendre quelques marches sans tenir la rampe					
Marcher en portant un objet					

SCORE FINAL : / 70

Identifiant :

SF-36 (1/2)

Questionnaire de santé SF36

Date

Comment répondre

Les questions qui suivent portent sur votre santé, telle que vous la ressentez. Ces informations nous permettront de mieux savoir comment vous vous sentez dans votre vie de tous les jours.

Veuillez répondre à toutes les questions en entourant le chiffre correspondant à la réponse choisie, comme il est indiqué. Si vous ne savez pas très bien comment répondre, choisissez la réponse la plus proche de votre situation.

Identification

1. Dans l'ensemble, pensez-vous que votre santé est : (entourez la réponse de votre choix)

Excellente	1
Très bonne	2
Bonne	3
Médiocre	4
Mauvaise	5

2. Par rapport à l'année dernière à la même époque, comment trouvez-vous votre état de santé en ce moment ? (entourez la réponse de votre choix)

Bien meilleur que l'an dernier	1
Plutôt meilleur	2
À peu près pareil	3
Plutôt moins bon	4
Beaucoup moins bon	5

3. Au cours de ces 4 dernières semaines, et en raison de votre état physique (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	Oui	Non
a. Avez-vous réduit le temps passé à votre travail ou à vos activités habituelles ?	1	2
b. Avez-vous accompli moins de choses que vous auriez souhaité ?	1	2
c. Avez-vous dû arrêter de faire certaines choses ?	1	2
d. Avez-vous eu des difficultés à faire votre travail ou toute autre activité ? (par exemple, cela vous a demandé un effort supplémentaire)	1	2

4. Au cours de ces 4 dernières semaines, et en raison de votre état émotionnel (comme vous sentez triste, nerveux(se) ou déprimé(e)) (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	Oui	Non
a. Avez-vous réduit le temps passé à votre travail ou à vos activités habituelles	1	2
b. avez-vous accompli moins de choses que vous auriez souhaité	1	2
c. avez-vous eu des difficultés à faire ce que vous aviez à faire avec autant de soin et d'attention que d'habitude	1	2

5. Au cours de ces 4 dernières semaines dans quelle mesure votre état de santé, physique ou émotionnel, vous a-t-il gêné(e) dans votre vie sociale et vos relations avec les autres, votre famille, vos amis, vos connaissances (entourez la réponse de votre choix)

Pas du tout	1
Un petit peu	2
Moyennement	3
Beaucoup	4
Enormément	5

6. Au cours de ces 4 dernières semaines, quelle a été l'intensité de vos douleurs (physiques) ? (entourez la réponse de votre choix)

Nulle	1
Très faible	2
Faible	3
Moyenne	4
Grande	5
Très grande	6

7. Au cours de ces 4 dernières semaines, dans quelle mesure vos douleurs physiques vous ont-elles limité(e) dans votre travail ou vos activités domestiques ? (entourez la réponse de votre choix)

Pas du tout	1
Un petit peu	2
Moyennement	3
Beaucoup	4
Enormément	5

8. Au cours de ces 4 dernières semaines, y a-t-il eu des moments où votre état de santé, physique ou émotionnel, vous a gêné(e) dans votre vie et vos relations avec les autres, votre famille, vos amis, vos connaissances ? (entourez la réponse de votre choix)

En permanence	1
Une bonne partie du temps	2
De temps en temps	3
Rarement	4
Jamais	5

Identifiant :

SF-36 (1/2)

9. Voici une liste d'activités que vous pouvez avoir à faire dans votre vie de tous les jours. Pour chacune d'entre elles indiquez si vous êtes limité(e) en raison de votre état de santé actuel. (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

Liste d'activités	Oui, beaucoup limité(e) 1	Oui, un peu limité(e) 2	Non, pas du tout limité(e) 3
a. Efforts physiques importants tels que courir, soulever un objet lourd, faire du sport			
b. Efforts physiques modérés tels que déplacer une table, passer l'aspirateur, jouer aux boules	1	2	3
c. Soulever et porter les courses	1	2	3
d. Monter plusieurs étages par l'escalier	1	2	3
e. Monter un étage par l'escalier	1	2	3
f. Se pencher en avant, se mettre à genoux, s'accroupir	1	2	3
g. Marcher plus d'un km à pied	1	2	3
h. Marcher plusieurs centaines de mètres	1	2	3
i. Marcher une centaine de mètres	1	2	3
j. Prendre un bain, une douche ou s'habiller	1	2	3

10. Les questions qui suivent portent sur comment vous vous êtes senti(e) au cours de ces 4 dernières semaines. Pour chaque question, veuillez indiquer la réponse qui vous semble la plus appropriée. Au cours de ces 4 dernières semaines, y a-t-il eu des moments où : (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	En permanence 1	Très souvent 2	Souvent 3	Quelque fois 4	Rarement 5	Jamais 6
a. vous vous êtes senti(e) dynamique?	1	2	3	4	5	6
b. vous vous êtes senti(e) très nerveux(se)?	1	2	3	4	5	6
c. vous vous êtes senti(e) si découragé(e) que rien ne pouvait vous remonter le moral?	1	2	3	4	5	6
d. vous vous êtes senti(e) calme et détendu(e)?	1	2	3	4	5	6
e. vous vous êtes senti(e) débordant(e) d'énergie?	1	2	3	4	5	6
f. vous vous êtes senti(e) triste et abattu(e)?	1	2	3	4	5	6
g. vous vous êtes senti(e) épuisé(e)?	1	2	3	4	5	6
h. vous vous êtes senti(e) heureux(se)?	1	2	3	4	5	6
i. vous vous êtes senti(e) fatigué(e)?	1	2	3	4	5	6

11. Indiquez pour chacune des phrases suivantes dans quelle mesure elles sont vraies ou fausses dans votre cas : (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	Totalement vrai 1	Plutôt vrai 2	Je ne sais pas 3	Plutôt fausse 4	Totalement fausse 5
a. Je tombe malade plus facilement que les autres	1	2	3	4	5
b. Je me porte aussi bien que n'importe qui	1	2	3	4	5
c. Je m'attends à ce que ma santé se dégrade	1	2	3	4	5
d. Je suis en excellent santé	1	2	3	4	5

Veuillez vérifier que vous avez bien fourni une réponse pour chacune des questions. Merci de votre collaboration.
copyright © New England Medical Center Hospitals, Inc., 1993 All rights reserved. (IQOLA SF-36 French (France) Version 1.3)

A.2.2. FICHE CLINIQUE DES SUJETS AMPUTES TRANSTIBIAUX

Identifiant :

FICHE CLINIQUE AMPUTE TIBIAL**1. Données personnelles :**

Date de naissance :

Sexe :

Taille en cm :

Poids en Kg avec prothèse :

Poids en kg sans prothèse :

Poids prothèse en kg :

2. Amputation :Coté : ☐ droit ☐ gaucheMotif : ☐ traumatique ☐ vasculaire ☐ tumoral ☐ congénital ☐ infectieux☐ Autre :

Niveau :

Longueur moignon : mesure distance épicondyle latéral/extremite moignon :.....

Mesure distance épicondyle latéral/malléole latéral coté sain :.....

3. Anamnèse :

Histoire amputation :

Date

Pathologies intercurrentes orthopédiques :

traitement médical en cours :

Etat trophique/cutané :

Identifiant :

4.Appareillage :

Amputé Tibial :

Type d'emboiture /description de la découpe du collet :

Type de manchon :

Type de suspension :

Type de pied prothétique :

*Nom commerciale :

*Pointure du pied :

*Module:

Autres remarques ou description générique du pied prothétique en cas d'absence de référence commerciale :.....
.....

Amortisseur :

*Nom commerciale

Absorbeur de torsion :

*Nom commerciale

Chaussage lors de l'analyse :

Hauteur du talon postérieur de la chaussure

Hauteur du talon antérieur de la chaussure

Différence :

Identifiant :

5. EXAMEN CLINIQUE MUSCULO-SQUELETTIQUE

Identifiant :	Date :	Hanche D		Hanche G		Genou D		Genou G		Cheville
		Sans prothèse	Avec prothèse	Sans prothèse	Avec prothèse	Sans prothèse	Avec prothèse	Sans prothèse	Avec prothèse	
Articulaire (selon De Brunner)	F7E°									
	Abd/Add									
	R1/R° (hanche en F°)									
	R1/R° (hanche en E°)									
Musculaire (selon Daniels)	Psoas									
	MF									
	Extenseurs									
	Q									
	IJ									
	TS									
Rétractions	DF (dist talon-fesse cm)									
	IJ (Angle poplité en °)									
	TS Genou en E°									
	(F° dorsale °) Genou en F°									

Identifiant :

6. EXAMEN FONCTIONNEL :**TEST DE MARCHE DE 6 MINUTES**NOM :
Prénom :Date :
Examineur :Age :
Poids :
Taille(cm) :Dist 6min Théorique :
Dist limite inférieure :
% Dist théorique :

Temps	Distance	Fréquence cardiaque	Tension artérielle	Observations
0 minute				
1 minute				
2 minutes				
3 minutes				
4 minutes				
5 minutes				
6 minutes				
Récupération après 3min				

Borg :
MI :

Remarques :

Perception de l'intensité de l'effort	Lien avec une séance type d'activité physique
6	
7 Très très légère	
8	
9 Très légère	Échauffement/retour au calme
10	
11 Moyenne	
12	
13 Un peu difficile	Zone cible (FCC)
14	
15 Pénible	
16	
17 Très pénible	Zone d'effort très intense
18	
19 Très très pénible	
20	

L'échelle de BorgAdapté de Physiologie du sport et de l'exercice physique,
de Jack H. Wilmore et David L. Costil, De Boeck Université, 1998.

Identifiant :

EVALUATION DE L'EFFORT AU NIVEAU DES MEMBRES INFERIEURS

0 Rien du tout

0,3

0,5 Extrêmement faible

1 Très faible

1,5

2 Faible

2,5

3 Modéré

4

5 Intense

6

7 Très intense

8

9

10 Extrêmement intense

Identifiant :

PPA-LCI

Voici une liste d'activités que vous pouvez avoir à faire dans votre vie de tous les jours. Pour chacune d'entre elles cochez la case correspondant à votre situation (une croix par ligne).

Liste d'activités	impossible	Possible si quelqu'un m'aide	Possible si quelqu'un est près de moi	Possible avec aides déambulation	Possible seul(e).
Se lever d'une chaise					
Ramasser un objet au sol lorsque vous êtes debout					
Se relever du sol					
Marcher au domicile					
Marcher dehors sur sol plat					
Marcher dehors sur sol accidenté					
Marcher dehors par mauvais temps (pluie, verglas, neige...)					
Monter les escaliers en tenant la rampe					
Descendre les escaliers en tenant la rampe					
Monter sur un trottoir					
Descendre un trottoir					
Monter quelques marches sans tenir la rampe					
Descendre quelques marches sans tenir la rampe					
Marcher en portant un objet					

SCORE FINAL : / 70

Identifiant :

SF-36 (1/2)

Questionnaire de santé SF36

Date

Comment répondre

Les questions qui suivent portent sur votre santé, telle que vous la ressentez. Ces informations nous permettront de mieux savoir comment vous vous sentez dans votre vie de tous les jours.

Veuillez répondre à toutes les questions en entourant le chiffre correspondant à la réponse choisie, comme il est indiqué. Si vous ne savez pas très bien comment répondre, choisissez la réponse la plus proche de votre situation.

Identification

1. Dans l'ensemble, pensez-vous que votre santé est : (entourez la réponse de votre choix)

Excellente	1
Très bonne	2
Bonne	3
Médiocre	4
Mauvaise	5

2. Par rapport à l'année dernière à la même époque, comment trouvez-vous votre état de santé en ce moment ? (entourez la réponse de votre choix)

Bien meilleur que l'an dernier	1
Plutôt meilleur	2
À peu près pareil	3
Plutôt moins bon	4
Beaucoup moins bon	5

3. Au cours de ces 4 dernières semaines, et en raison de votre état physique (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	Oui	Non
a. Avez-vous réduit le temps passé à votre travail ou à vos activités habituelles ?	1	2
b. Avez-vous accompli moins de choses que vous auriez souhaité ?	1	2
c. Avez-vous dû arrêter de faire certaines choses ?	1	2
d. Avez-vous eu des difficultés à faire votre travail ou toute autre activité ? (par exemple, cela vous a demandé un effort supplémentaire)	1	2

4. Au cours de ces 4 dernières semaines, et en raison de votre état émotionnel (comme vous sentez triste, nerveux(se) ou déprimé(e)) (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	Oui	Non
a. Avez-vous réduit le temps passé à votre travail ou à vos activités habituelles	1	2
b. avez-vous accompli moins de choses que vous auriez souhaité	1	2
c. avez-vous eu des difficultés à faire ce que vous aviez à faire avec autant de soin et d'attention que d'habitude	1	2

5. Au cours de ces 4 dernières semaines dans quelle mesure votre état de santé, physique ou émotionnel, vous a-t-il gêné(e) dans votre vie sociale et vos relations avec les autres, votre famille, vos amis, vos connaissances (entourez la réponse de votre choix)

Pas du tout	1
Un petit peu	2
Moyennement	3
Beaucoup	4
Enormément	5

6. Au cours de ces 4 dernières semaines, quelle a été l'intensité de vos douleurs (physiques) ? (entourez la réponse de votre choix)

Nulle	1
Très faible	2
Faible	3
Moyenne	4
Grande	5
Très grande	6

7. Au cours de ces 4 dernières semaines, dans quelle mesure vos douleurs physiques vous ont-elles limité(e) dans votre travail ou vos activités domestiques ? (entourez la réponse de votre choix)

Pas du tout	1
Un petit peu	2
Moyennement	3
Beaucoup	4
Enormément	5

8. Au cours de ces 4 dernières semaines, y a-t-il eu des moments où votre état de santé, physique ou émotionnel, vous a gêné(e) dans votre vie et vos relations avec les autres, votre famille, vos amis, vos connaissances ? (entourez la réponse de votre choix)

En permanence	1
Une bonne partie du temps	2
De temps en temps	3
Rarement	4
Jamais	5

Identifiant :

SF-36 (1/2)

9. Voici une liste d'activités que vous pouvez avoir à faire dans votre vie de tous les jours. Pour chacune d'entre elles indiquez si vous êtes limité(e) en raison de votre état de santé actuel. (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

Liste d'activités	Oui, beaucoup limité(e) 1	Oui, un peu limité(e) 2	Non, pas du tout limité(e) 3
a. Efforts physiques importants tels que courir, soulever un objet lourd, faire du sport			
b. Efforts physiques modérés tels que déplacer une table, passer l'aspirateur, jouer aux boules	1	2	3
c. Soulever et porter les courses	1	2	3
d. Monter plusieurs étages par l'escalier	1	2	3
e. Monter un étage par l'escalier	1	2	3
f. Se pencher en avant, se mettre à genoux, s'accroupir	1	2	3
g. Marcher plus d'un km à pied	1	2	3
h. Marcher plusieurs centaines de mètres	1	2	3
i. Marcher une centaine de mètres	1	2	3
j. Prendre un bain, une douche ou s'habiller	1	2	3

10. Les questions qui suivent portent sur comment vous vous êtes senti(e) au cours de ces 4 dernières semaines. Pour chaque question, veuillez indiquer la réponse qui vous semble la plus appropriée. Au cours de ces 4 dernières semaines, y a-t-il eu des moments où : (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	En permanence 1	Très souvent 2	Souvent 3	Quelque fois 4	Rarement 5	Jamais 6
a. vous vous êtes senti(e) dynamique?	1	2	3	4	5	6
b. vous vous êtes senti(e) très nerveux(se)?	1	2	3	4	5	6
c. vous vous êtes senti(e) si découragé(e) que rien ne pouvait vous remonter le moral?	1	2	3	4	5	6
d. vous vous êtes senti(e) calme et détendu(e)?	1	2	3	4	5	6
e. vous vous êtes senti(e) débordant(e) d'énergie?	1	2	3	4	5	6
f. vous vous êtes senti(e) triste et abattu(e)?	1	2	3	4	5	6
g. vous vous êtes senti(e) épuisé(e)?	1	2	3	4	5	6
h. vous vous êtes senti(e) heureux(se)?	1	2	3	4	5	6
i. vous vous êtes senti(e) fatigué(e)?	1	2	3	4	5	6

11. Indiquez pour chacune des phrases suivantes dans quelle mesure elles sont vraies ou fausses dans votre cas : (entourez la réponse de votre choix, une par ligne)

	Totalement vrai 1	Plutôt vrai 2	Je ne sais pas 3	Plutôt fausse 4	Totalement fausse 5
a. Je tombe malade plus facilement que les autres	1	2	3	4	5
b. Je me porte aussi bien que n'importe qui	1	2	3	4	5
c. Je m'attends à ce que ma santé se dégrade	1	2	3	4	5
d. Je suis en excellent santé	1	2	3	4	5

Veuillez vérifier que vous avez bien fourni une réponse pour chacune des questions. Merci de votre collaboration.
copyright © New England Medical Center Hospitals, Inc., 1993 All rights reserved. (IQOLA SF-36 French (France) Version 1.3)

ANNEXE B PROTOCOLE : DISPOSITIFS INSTRUMENTES

B.1. AMENAGEMENT DES FOSSES ET POSITION DES PLATEFORMES DE FORCE

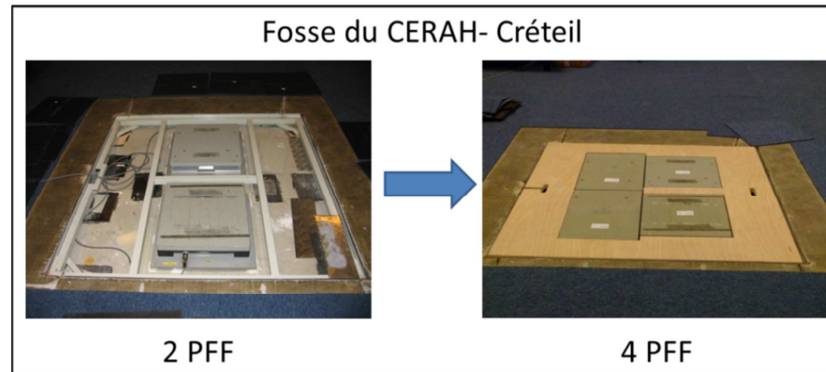


Figure B-1 : Adaptation de la fosse contenant les plateformes de force au CERAH-Créteil

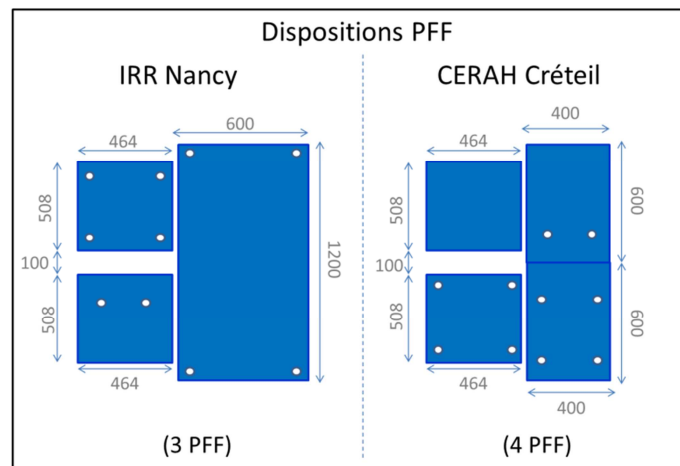


Figure B-2 : Aménagement des plateformes de force dans les deux sites de collecte. Les côtes sont en millimètres

B.2. DISPOSITIFS FABRIQUES POUR LE CERAH

- 1 escalier de 4 marches (dont 3 marches instrumentées) et une plateforme d'arrivée avec garde-corps (sous forme de 3 modules)
- 1 dévers à 10% (sous forme de 9 modules)
- 1 pente à 5% et une plateforme d'arrivée avec des garde-corps (sous forme de 10 modules).
- 1 pente à 7% surimposée sur la pente à 5% et permettant d'obtenir une pente à 12% avec plateforme d'arrivée avec garde-corps (sous forme de 16 modules au total)

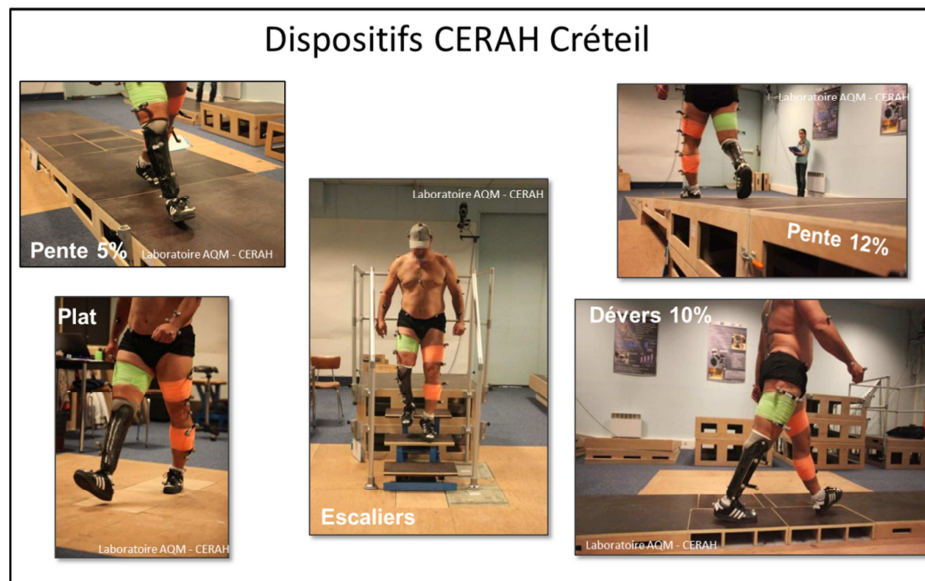


Figure B-3 : Dispositifs reproduisant les situations contraignantes dans le laboratoire du CERAH-Créteil

B.3. DISPOSITIFS FABRIQUES POUR L'IRR

- 1 escalier de 4 marches (dont 3 marches instrumentées) et une plateforme d'arrivée avec garde corps (sous forme de 3 modules)
- 1 dévers à 10% (sous forme de 8 modules)
- 1 pente à 5% et une plateforme d'arrivée avec des garde-corps (sous forme de 9 modules).
- 1 pente à 12% et une plateforme d'arrivée avec des garde-corps (sous forme de 9 modules)

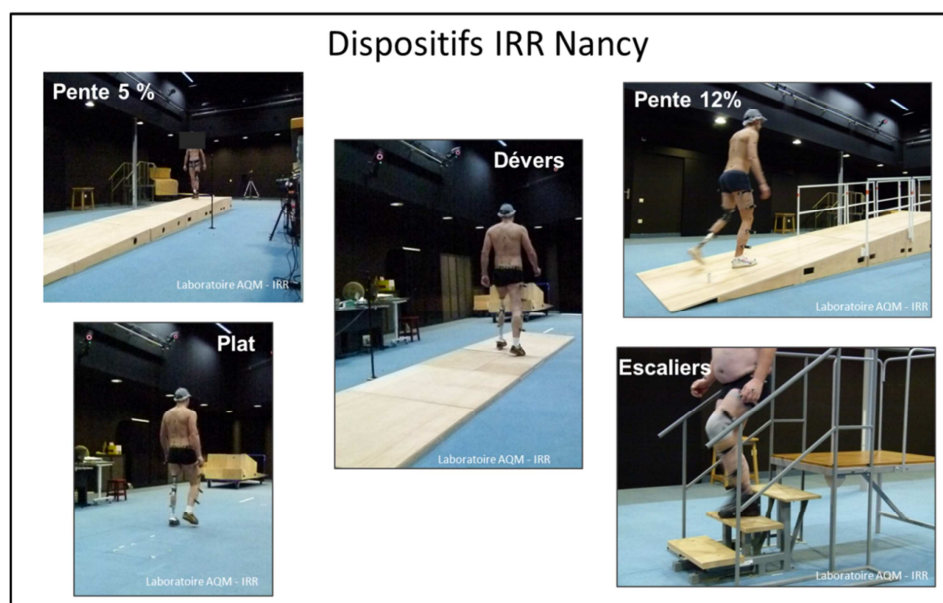


Figure B-4 : Dispositifs reproduisant les situations contraignantes dans le laboratoire de l'IRR

ANNEXE C PROTOCOLE : METHODES D'ANALYSE CINEMATIQUE ET DYNAMIQUE DE LA MARCHÉ

C.1. DETECTION DU CYCLE DE MARCHÉ

Les mesures de l'effort de réaction du sol par deux plateformes de force (PFF) sont utilisées pour identifier le début du cycle de marche de chaque membre inférieur. Il est détecté à l'instant où l'effort sur la PFF dépasse 10N. La fin du cycle de marche est détectée avec les mesures de positions des marqueurs des malléoles latérales gauche et droite. La vitesse de déplacement longitudinal de la malléole latérale est calculée à l'attaque du talon sur la PFF. Cette valeur est proche de zéro. L'instant de la fin de cycle est identifié comme étant le prochain instant auquel la vitesse de déplacement longitudinal de la malléole reprend cette valeur (Figure C-1).

Les mesures des PFF sont également utilisées pour détecter l'instant où le pied décolle du sol, lorsque l'effort redevient inférieur à 10N. Ceci permet d'obtenir les intervalles de la phase d'appui, de la phase oscillante et du second appui bipodal. Les intervalles du premier appui bipodal et de l'appui unipodal sont identifiés dans le cycle de marche du membre inférieur en phase d'appui lorsque les deux pieds sont sur une PFF.

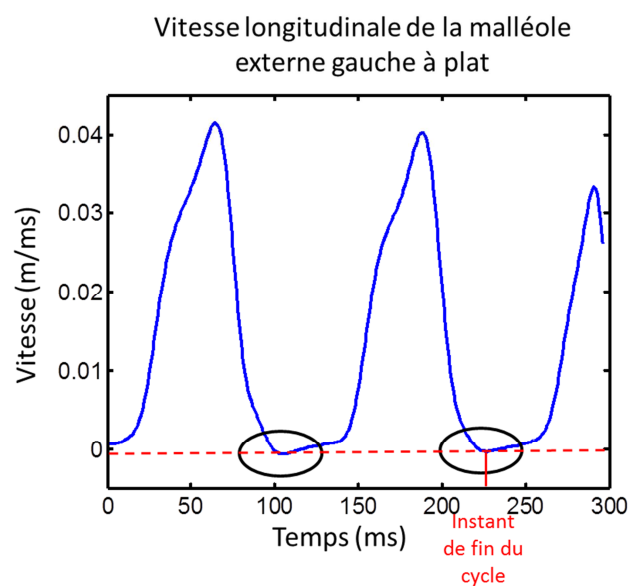


Figure C-1 : Exemple de détection de la fin du cycle pendant un passage à plat d'un sujet asymptotique. Dérivée de la position du marqueur MLG selon l'axe longitudinal du repère de mesure au cours du temps.

C.2. CALCUL DES PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

La vitesse de marche est obtenue avec le vecteur reliant la position du marqueur C7 à l'instant de début de cycle à la position du marqueur C7 à l'instant de fin de cycle et le temps du cycle en seconde. Pour cela, la norme de ce vecteur est divisée par le nombre d'images entre ces deux instants et multipliée par la fréquence d'acquisition (100Hz).

Pour le calcul des paramètres spatio-temporels, un plan de marche est défini comme le plan aux moindres carrés obtenu à partir des quatre coins les plus éloignés des PFF-Réelles (à plat) et PFF-Virtuelles (en dévers, pentes, escaliers). Le vecteur normal à ce plan de marche est appelé \vec{N} . Pour chaque cycle de marche, un repère est ensuite créé dans le plan de marche à partir des vecteurs :

- $\vec{X1}$ = vecteur reliant le centre du repère bassin en début de cycle et le centre du repère du bassin en fin de cycle.
- $\vec{Y1} = \vec{N} \wedge \vec{X1}$

Le repère du plan de marche est alors défini par $(\vec{X} = \frac{\vec{X1}}{\|\vec{X1}\|}, \vec{Y} = \frac{\vec{Y1}}{\|\vec{Y1}\|}, \vec{Z} = \vec{X1} \wedge \vec{Y1})$. La méthode est illustrée Figure C-2.

La longueur et la largeur des pas sont calculées pour un pas par cycle de marche. Par exemple, le pas gauche est étudié à la fin du cycle de marche du membre inférieur gauche au moment de l'attaque du talon du pied gauche. Les positions des centres des repères pied OpiedD et OpiedG à 98% du cycle de marche considéré sont projetées sur le plan de marche selon la normale au plan \vec{N} . Le vecteur pas est défini entre ces points. Ce vecteur est ensuite décomposé dans le repère du plan de marche (\vec{X}, \vec{Y}) . Les normes des vecteurs obtenus définissent la longueur et la largeur du pas.

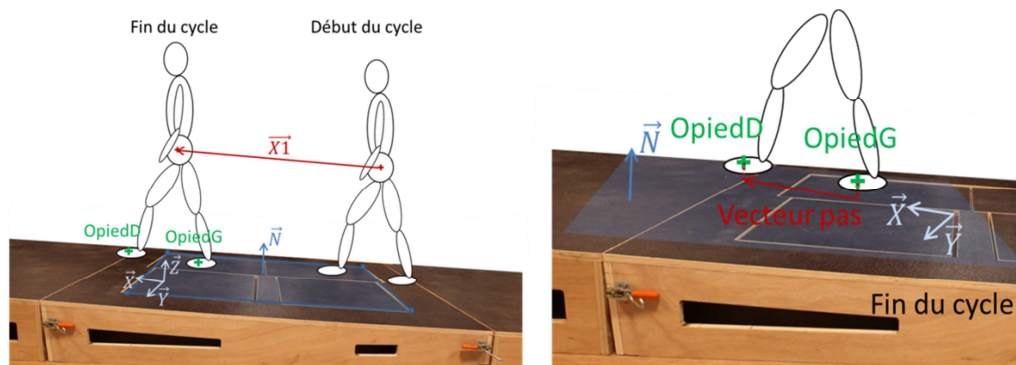


Figure C-2 : Illustration de la méthode de calcul de la longueur et de la largeur de pas. Le cadre de gauche présente la construction du repère de marche pour un cycle de marche. Le cadre de droite présente le vecteur pas qui est décomposé pour calculer la longueur et la largeur de pas

C.3. CALCUL DES PARAMETRES CINEMATQUES ET DYNAMIQUES

C.3.1. DEFINITION DES SEGMENTS ET POSITION DES MARQUEURS

Segment	Points du segment	Nom du point	Côtés
Pied	Calcaneum	CAL	G/D
	Tête du 1 ^{er} Métatarsien	MT1	G/D
	Bout du 2 ^{ème} orteil	TT2	G/D
	Tête du 5 ^{ème} Métatarsien	MT5	G/D
	Marqueur technique du pied	MTP	G/D
Tibia	Malléole latérale	ML	G/D
	Malléole médiale (statique)	MM	G/D
	Marqueurs techniques de l'ancillaire de Tibia	THP	G/D
		THA	G/D
		TBP	G/D
		TBA	G/D
Tibia/Fémur	Condyle latéral	CL	G/D
	Condyle médial (statique)	CM	G/D
Fémur	Marqueurs techniques de l'ancillaire de Fémur	FHP	G/D
		FHA	G/D
		FBP	G/D
		FBA	G/D
Fémur/Bassin	Tête fémorale	Tfem	G/D
Bassin	Epine iliaque antéro-supérieure	EAS	G/D
	Epine iliaque postéro-supérieure	EPS	G/D
Tronc	Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale	C7	-
	Processus épineux de la 8 ^{ème} vertèbre thoracique	T8	-
	Processus épineux de la 12 ^{ème} vertèbre thoracique	T12	-
	Manubrium sternal (partie supérieure du sternum)	MAN	-
	Processus xiphoïde (partie inférieure du sternum)	STERN	-
Tronc/Bras	Acromion	A	G/D
Bras	Marqueur technique du bras	TB	G/D
	Epicondyle médial de l'humérus (statique)	COUDI	G/D
Bras/Avant-bras	Epicondyle latéral de l'humérus	COUD	G/D
Avant-bras	Marqueur technique du radius (détrompeur radius/ulna)	MTR	G/D
	Processus styloïde du radius	RS	G/D
	Processus styloïde de l'ulna	US	G/D
	Tête du 3 ^{ème} métacarpien	MC3	G/D
Tête	Temporal	TMP	G/D
	Occiput	OCC	G/D
	Head Vertex (Sommet du crâne)	HV	-

Tableau C-1 : Modélisation segmentaire choisie et marqueurs

C.3.2. DEFINITIONS DES REPERES ANATOMIQUES DES SEGMENTS EN STATIQUE

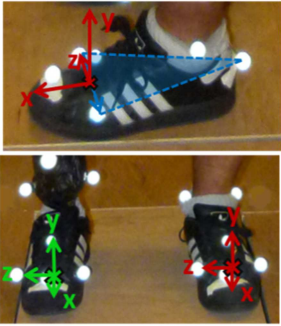
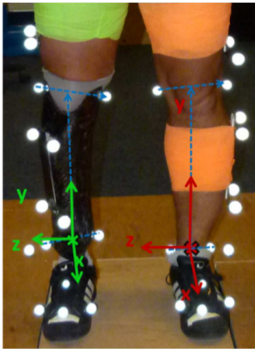
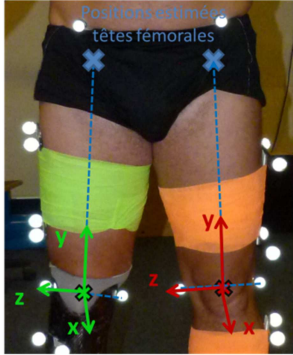
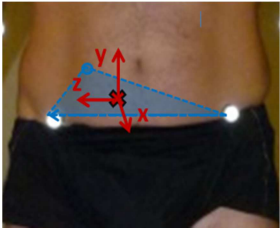
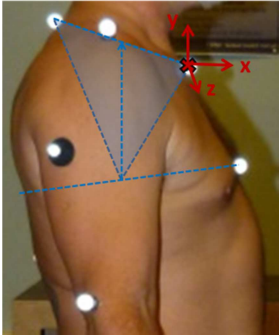
Segment	Pied	Tibia	Fémur	Bassin	Tronc
Points anatomiques utilisés	MT1 : Tête du 1 ^{er} Métatarsien MT5 : Tête du 5 ^{ème} Métatarsien CAL : Calcanéum	ML : Malléole latérale MM : Malléole médiale CL : Condyle latéral CM : Condyle médial	CL : Condyle latéral CM : Condyle médial Tfem : Tête fémorale	EASD : Epine iliaque antéro-supérieure droite EASG : Epine iliaque antéro-supérieure gauche EPSD : Epine iliaque postéro-supérieure droite	MAN : Manubrium sternal STERN : Processus xiphoïde C7 : Processus épineux de la 7 ^{ème} vertèbre cervicale T8 : Processus épineux de la 8 ^{ème} vertèbre thoracique
Origine	Milieu des métatarses	Milieu des malléoles	Milieu des condyles	Barycentre des points anatomiques utilisés	Manubrium sternal
\vec{x}	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur défini par les métatarses	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur défini par les condyles	Vecteur orthogonal à \vec{y} et au vecteur défini par les condyles	Vecteur orthogonal à \vec{y} et \vec{z}	Vecteur orthogonal à \vec{y} et \vec{z}
\vec{y}	Vecteur normal au plan défini par MT1/MT5 et CAL	Vecteur passant par le milieu des malléoles et le milieu des condyles	Vecteur passant par le milieu des condyles et la tête fémorale	Vecteur normal au plan défini par les épines iliaques utilisées	Vecteur dirigé vers le haut reliant les milieux de MAN/C7 et STERN/T8
\vec{z}	Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}	Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}	Vecteur orthogonal à \vec{x} et \vec{y}	Vecteur passant par EASD et EASG	Vecteur normal au plan défini par MAN, C7 et le milieu de STERN/T8
Représentation					

Tableau C-2 : Définitions des repères anatomiques des segments en statique

Dans l'étude, les repères anatomiques associés aux bras et avant-bras sont utilisés essentiellement pour calculer la position du centre de gravité de ces segments et le centre de gravité du corps entier dans le modèle segmentaire. Les points anatomiques utilisés pour le bras sont l'acromion, et les épicondyles latéral et médial de l'humérus. Les points anatomiques utilisés pour l'avant-bras sont l'épicondyle latéral de l'humérus, les processus styloïdes du radius et de l'ulna. Le barycentre de ces points définit le centre du repère. Le vecteur \vec{y} est le vecteur normal aux trois points anatomiques utilisés, le vecteur \vec{z} est le vecteur passant par les deux premiers points anatomiques utilisés et le vecteur \vec{x} est le produit vectoriel de \vec{y} et \vec{z} .

C.3.3. DEFINITIONS DES REPERES ANATOMIQUES DES SEGMENTS EN DYNAMIQUE

En dynamique, les repères anatomiques sont définis comme en statique à partir des marqueurs, sauf pour les tibias, les fémurs et les bras. Pour les segments tibia et fémur, lors de l'acquisition statique, la position relative des repères anatomiques par rapport aux repères techniques des ancillaires est enregistrée. La position des points anatomiques des condyles médiaux et des malléoles médiales peut alors être recalculée dans les repères techniques à tout instant pendant une acquisition dynamique. Les repères anatomiques de segments sont ensuite construits en dynamique à partir de la position des marqueurs des ancillaires qui permettent de définir les repères techniques à tout instant. Pour le segment bras, le marqueur de l'épicondyle médial de l'humérus est utilisé pour la construction des repères. Comme il est retiré en dynamique, ses coordonnées sont estimées par une méthode de solidification, proposée par Chèze *et al.* (Chèze, et al., 1995) pour réduire les erreurs dues aux mouvements de la peau sur les os. Elle consiste à créer une géométrie invariante entre les marqueurs en statique et à modifier les coordonnées des marqueurs en dynamique pour garder cette géométrie avec un algorithme aux moindres carrés (Chèze, et al., 1995). Son utilisation est modifiée ici pour calculer les coordonnées d'un marqueur absent en dynamique en fonction de sa position par rapport aux autres marqueurs pendant l'acquisition statique.

C.4. CREATION DES PLATEFORMES DE FORCE VIRTUELLES

Objectifs : Calcul des efforts du sol sur le pied / Visualisation des interactions pied/sol

Pour chaque dispositif, on fait correspondre PFF-Réelles et PFF-Virtuelles. Par exemple dans le cas de l'escalier la PFF-Réelle 1 est associée à deux PFF-Virtuelles correspondant aux marches 1 et 3. De plus, les coordonnées des coins des PFF-Virtuelles sont connues dans le repère de mesure (le repère Vicon noté R_v). Elles sont utilisées pour définir un centre et un repère pour chaque PFF-Virtuelle.

Le centre d'une PFF-Virtuelle est défini comme le barycentre des quatre coins. Ses coordonnées sont obtenues dans R_v . Le repère est construit à partir de trois coins de la PFF-Virtuelle comme illustré Figure C-3. De même la position du repère est connue dans le repère Vicon.

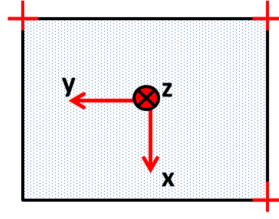


Figure C-3 : Construction du repère sur une PFF-Virtuelle

Le torseur des actions mécaniques mesurées par une PFF-Réelle est exprimé au centre de la PFF-Réelle et dans le repère de la PFF-Réelle. Un changement de point et de repère est appliqué au torseur d'actions mécaniques mesuré par la PFF-Réelle pour exprimer ce torseur au centre de la PFF-Virtuelle associée et dans le repère cette PFF-Virtuelle. Les fichiers c3d issus de Nexus (logiciel Vicon) sont prétraités. Une nouvelle base de données Vicon est créée. Dans cette base, les PFF-Réelles sont supprimées et remplacées par les PFF-Virtuelles avec les torseurs des actions mécaniques associées. La position du centre de pression (COP) est calculée à partir du torseur des actions mécaniques des PFF-Virtuelles. On définit le centre de pression comme le point où seul le moment selon l'axe normal est non nul.

On note (x_0, y_0, z_0) les coordonnées du centre de la PFF-Virtuelle dans le repère de mesure R_v .

On note $\begin{Bmatrix} F_x, F_y, F_z \\ M_{x_0}, M_{y_0}, M_{z_0} \end{Bmatrix}$ le torseur des actions mécaniques au point O centre de la PFF-Virtuelle.

Les coordonnées $(x_{cop}, y_{cop}, z_{cop})$ du centre de pression (COP) sont calculées dans le repère de mesure R_v à partir des équations suivantes :

$$\begin{cases} x_{cop} = x_0 + \frac{-M_{y_0}}{F_z} \\ y_{cop} = y_0 + \frac{M_{x_0}}{F_z} \\ z_{cop} = z_0 \end{cases} \quad \text{Équation C-1}$$

C.5. CONVENTIONS DE SIGNE POUR LES SEGMENTS PIED, TIBIA ET TRONC

C.5.1. SEGMENT PIED

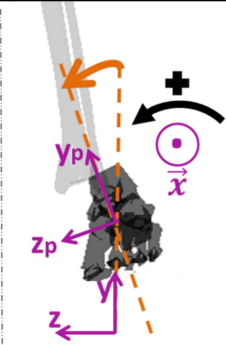
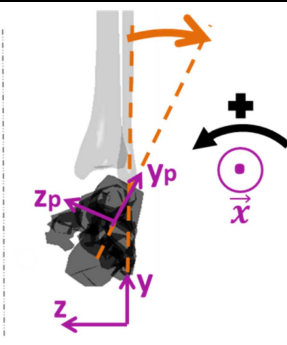


Segment Pied : Angle		
Signe	+	-
Plan frontal (Rotation autour de \vec{x})	Pied incliné vers l'extérieur	Pied incliné vers l'intérieur
		
		

Tableau C-3 : Convention de signe pour le segment pied dans le plan frontal

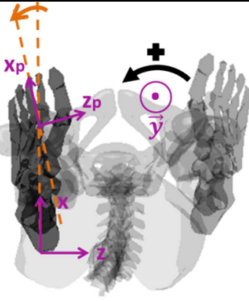
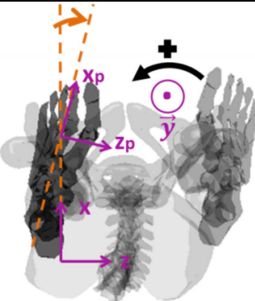


Segment Pied : Angle		
Signe	+	-
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y})	Rotation externe	Rotation interne
		
		

Tableau C-4 : Convention de signe pour le segment pied dans le plan transverse

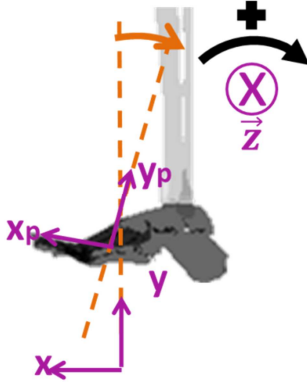
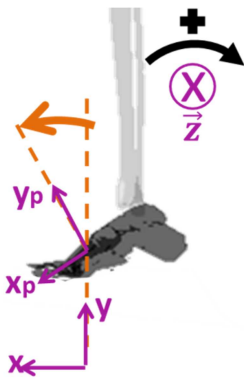


Segment Pied : Angle		
Signe	+	-
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z})	Avant-pied au-dessus du talon	Avant-pied en dessous du talon
		
		

Tableau C-5 : Convention de signe pour le segment pied dans le plan sagittal

C.5.2. SEGMENT TIBIA

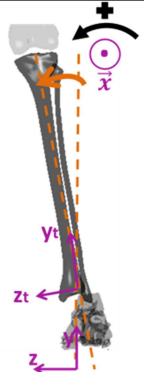
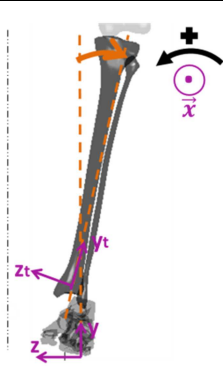


Segment Tibia : Angle		
Signe	+	-
Plan frontal (Rotation autour de \vec{x})	Tibia incliné à l'extérieur Inclinaison latérale (Cheville à l'extérieur par rapport au genou)	Tibia incliné à l'intérieur Inclinaison médiale (Cheville à l'intérieur par rapport au genou)
		
		

Tableau C-6 : Convention de signe pour le segment tibia dans le plan frontal

Segment Tibia : Angle		
Signe	+	-
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y})	Rotation externe	Rotation interne

Tableau C-7 : Convention de signe pour le segment tibia dans le plan transverse

Segment Tibia : Angle		
Signe	+	-
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z})	Tibia en avant (Genou en arrière de la cheville)	Tibia en arrière (Genou en avant de la cheville)

Tableau C-8 : Convention de signe pour le segment tibia dans le plan sagittal

C.5.3. SEGMENT TRONC

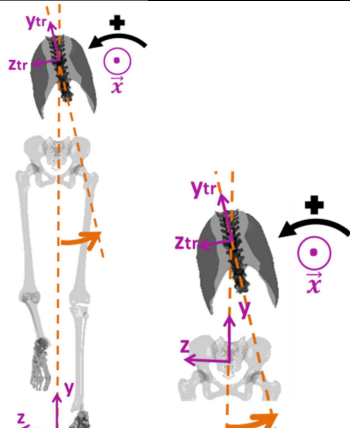
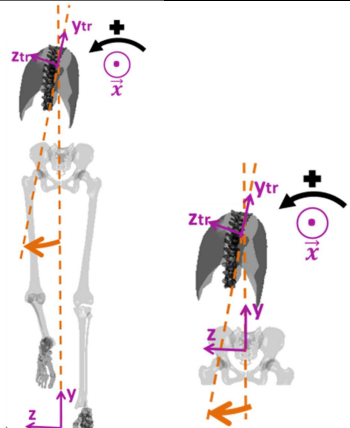
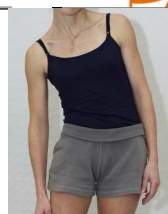

Segment Tronc :Angle		
Signe	+	-
Plan frontal (Rotation autour de \vec{x})	Inclinaison controlatérale (Descente de l'acromion controlatéral)	Inclinaison homolatérale (Descente de l'acromion homolatéral)
		
		

Tableau C-9 : Conventions de signe pour le tronc dans le plan frontal

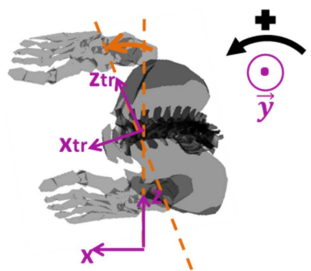
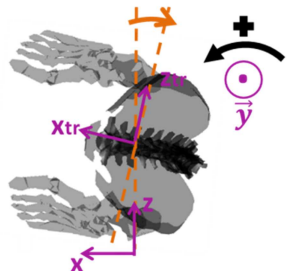


Segment Tronc :Angle		
Signe	+	-
Plan transverse (Rotation autour de \vec{y})	Rotation controlatérale (Avancée de l'épine controlatérale)	Rotation homolatérale (Avancée de l'épine homolatérale)
		
		

Tableau C-10 : Conventions de signe pour le tronc dans le plan transverse

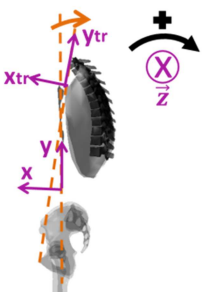
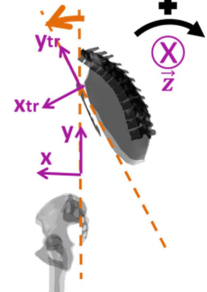


Segment Tronc :Angle		
Signe	+	-
	Extension	Flexion
Plan sagittal (Rotation autour de \vec{z})		
		

Tableau C-11 : Conventions de signe pour le tronc dans le plan sagittal

ANNEXE D BASE DE DONNEES DE SUJETS ASYMPTOMATIQUES - COMPLEMENT

D.1. SUJETS DE LA BASE DE DONNEES

	Données anthropométriques				Questionnaire	Expérimentations	
	Age	Taille (cm)	Poids (kg)	Sexe	Hauteur talon (cm)	Mois de passage	Système/Lieu
SA00HP	34	170	65	F	2	janv-12	Workstation/CERAH
SA01GP	34	172	86	M	2	janv-12	Workstation/CERAH
SA02CV	57	158	60	F	0.5	fev-12	Workstation/CERAH
SA03AS	46	160	60	F	3	fev-12	Workstation/CERAH
SA04JL	33	173	60	F	0.6	fev-12	Workstation/CERAH
SA05AG	67	183	83	M	0.6	fev-12	Workstation/CERAH
SA06LV	29	183	77	M	0.4	fev-12	Workstation/CERAH
SA07AML	74	163	46	F	2	fev-12	Workstation/CERAH
SA08JL	55	170	72	M	2.4	fev-12	Workstation/CERAH
SA09PN	63	167	57	M	1.9	fev-12	Workstation/CERAH
SA10AL	29	178	66	M	0.8	fev-12	Workstation/CERAH
SA11CH	25	185	82	M	0.5	fev-12	Workstation/CERAH
SA12PR	41	174	76	M	0.4	fev-12	Workstation/CERAH
SA13GV	34	187	85	M	1	fev-12	Workstation/CERAH
SA14TG	38	192	70	M	0.3	fev-12	Workstation/CERAH
SA15OB	67	170	63	F	3.2	fev-12	Workstation/CERAH
SA16HU	74	155	59	F	4.5	fev-12	Workstation/CERAH
SA17HK	23	175	61	F	0.7	mars-12	Nexus/IRR
SA18FL	65	175	78	M	1.3	mars-12	Nexus/IRR
SA19RM	61	166	59	M	2.1	mars-12	Nexus/IRR
SA20DV	64	174	77	M	0	mars-12	Nexus/IRR
SA21CD	68	162	50	F	0.5	mars-12	Nexus/IRR
SA22BE	25	190	91	M	1	fev-13	Nexus/CERAH
SA23GD	27	176	61	M	0	fev-13	Nexus/CERAH
SA24PA	26	175	65	M	1.5	fev-13	Nexus/CERAH
SA25MP	25	168	58	F	0	fev-13	Nexus/CERAH
SA26LB	25	177	78	M	1	fev-13	Nexus/CERAH
SA27MM	19	168	65	M	1.5	fev-13	Nexus/CERAH
SA28CV	26	165	53	F	0.3	fev-13	Nexus/CERAH
SA29BF	27	172	71	M	1	fev-13	Nexus/CERAH
SA30DS	30	187	111	M	0.5	fev-13	Nexus/CERAH
SA31CC	23	190	80	M	0.2	fev-13	Nexus/CERAH

Tableau D-1 : Base de données des sujets asymptomatiques

D.2. COMPARAISON A LA LITTÉRATURE - SITUATION : SOL PLAN HORIZONTAL

Les tableaux de comparaison à la littérature présentés dans cette annexe permettent de faire une comparaison systématique des paramètres, caractérisant la locomotion, calculés dans la littérature avec la base de données de sujets asymptomatiques mise en place dans cette étude. Pour permettre de comparer, les conventions de signe sont adaptées pour chaque comparaison. Certaines grandeurs sont donc opposées par rapport aux conventions définies dans la partie I. Les conventions sont les mêmes pour les puissances et les paramètres cinématiques du genou. Ils sont souvent opposés pour les angles de la cheville et de la hanche par rapport aux conventions de ce rapport. De même les conventions prises pour les moments varient en fonction des publications. De plus les unités des paramètres peuvent varier en fonction des études et dépendent de la normalisation des grandeurs par rapport au poids et à la taille. Par exemple, certains auteurs calculent les moments en pourcentage du poids*taille, ou les composantes de l'effort de réaction du sol ne sont pas toujours normalisés par rapport au poids. Ces précisions sont clarifiées avant chaque comparaison pour une meilleure compréhension.

Dans le cadre de la comparaison de la locomotion sur sol plan horizontal, les études de Benedetti *et al.* (Benedetti, et al., 1998) et Goujon (Goujon, 2006) ont été prises comme référence dans la littérature pour être comparées au corridor obtenu avec la base de données de sujets asymptomatiques créée dans l'étude. Les paramètres calculés sont les paramètres décrits par Benedetti *et al.* (Benedetti, et al., 1998). Pour être capable de comparer, les conventions d'unité et de signe sur les grandeurs biomécaniques calculées mises en place dans l'étude et explicitées dans la partie I ne sont pas appliquées ici. En particulier, la dorsiflexion de cheville est positive et la plantiflexion est négative, la flexion de hanche est positive et l'extension de hanche est négative, et tous les pics de moments sont rapportés en valeur absolue et exprimés en % poids*taille dans le tableau des paramètres dynamiques.

D.2.1. COMPARAISON AUX ETUDES DE BENEDETTI *ET AL.* (1998) ET GOUJON (2006)

D.2.1.1. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

Paramètre	Unité	Benedetti 20 sujets – moyenne d'âge 43 ans (20-72 ans)		Goujon 55 sujets – moyenne d'âge 36 ans (19-61 ans)		Villa 30 sujets – moyenne d'âge 41 ans (19-74 ans)	
		Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type
Phase d'appui	% du cycle	60.4	1.9	59.0	1.4	61.2	1.9
Phase oscillante	% du cycle	39.6	1.9	41.0	1.4	38.8	1.9
Vitesse	cm/s	125.6	16.8	125.3	13.4	132.7	13.1

Tableau D-2 : Comparaison des paramètres spatio-temporels de la base de données de sujets asymptomatiques

D.2.1.2. PARAMETRES CINEMATIQUES

Articulation - Plan	Nom du paramètre	Unité	Benedetti 20 sujets – moyenne d’âge 43 ans (20-72 ans)		Goujon 55 sujets – moyenne d’âge 36 ans (19-61 ans)		Villa 30 sujets - moyenne d'âge 41 ans (19-74 ans)	
			Moyenne	Ecart - type	Moyenne	Ecart - type	Moyenne	Ecart - type
Cheville – plan sagittal	Position angulaire à l’attaque du pas	°	-4.0	6.0	-0.5	5.9	-2.1	3.3
	Plantiflexion maximale en phase d’appui	°	-12.7	4.9	-10.5	4.7	-7.6	3.1
		% du cycle	8.2	1.5	5.7	2.5	7.9	1.6
	Dorsiflexion maximale en phase d’appui	°	10.9	5.7	9.2	5.5	9.6	3.0
		% du cycle	45.9	5.1	46.3	8.0	45.2	2.8
	Plantiflexion maximale en phase oscillante	°	-22.6	6.9	-15.8	5.6	-18.4	5.0
% du cycle		66.1	4.1	64.7	5.2	64.2	1.9	
Genou – plan sagittal	Position angulaire à l’attaque du pas	°	0.4	4.9	3.4	5.8	1.8	4.7
	Flexion maximale en phase d’appui	°	17.9	7.7	16.3	4.5	18.6	5.2
		% du cycle	16.2	4.6	13.1	3.5	13.5	1.8
	Extension en maximale phase d’appui	°	4.9	4.6	3.8	5.2	4.3	3.3
		% du cycle	39.8	5.5	37.8	3.8	38.9	2.8
	Flexion au décollement du pied	°	36.6	7.6	33.8	7.2	45.9	5.6
Flexion maximale en phase oscillante		°	65.7	5.2	65.5	4.8	65.9	4.6
	% du cycle	73.4	2.3	72.9	1.8	70.8	1.6	
Genou – plan frontal	Amplitude	°	10.6	3.8	11.2	3.8	10.1	3.9
Genou – plan transverse	Amplitude	°	13.9	5.1	18.5	5.7	15.7	3.8
Hanche – plan sagittal	Flexion maximale en phase d’appui	°	28.9	5.7	30.4	6.2	26.8	3.9
	Extension maximale en phase d’appui	°	-10.0	5.1	-7.0	4.8	-12.8	4.0
		% du cycle	52.2	2.5	51.7	2.0	49.5	1.6
	Flexion maximale en phase oscillante	°	29.8	4.8	33.7	5.8	29.0	3.8
Hanche – plan frontal	Amplitude	°	11.1	2.6	14.4	3.2	14.0	2.9
Hanche – plan transverse	Amplitude	°	13.6	4.0	14.9	5.0	12.6	3.7
Bassin – plan frontal	Inclinaison controlatérale maximale	°	2.3	1.8	4.7	2.5	3.5	1.7
		% du cycle	13.9	4.5	14.2	7.5	16.3	9.2
	Inclinaison homolatérale maximale	°	-2.0	2.0	-5.4	2.3	-3.9	1.9
		% du cycle	64.6	4.5	65.5	8.4	67.6	11.0
Bassin –plan transverse	Rotation controlatérale maximale	°	4.6	4.8	6.0	3.0	5.6	2.9
		% du cycle	61.3	9.3	65.0	6.2	54.7	10.4

Tableau D-3 : Comparaison des paramètres cinématiques de la base de données des sujets asymptotiques

D.2.1.3. PARAMETRES DYNAMIQUES

Articulation - Plan / Composante de l'effort	Nom du paramètre	Unité	Benedetti 20 sujets – moyenne d'âge 43 ans (20-72 ans)		Goujon 55 sujets – moyenne d'âge 36 ans (19-61 ans)		Villa 30 sujets – moyenne d'âge 41 ans (19-74 ans)	
			Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type	Moyenne	Ecart-type
Cheville - plan sagittal	moment maximal de plantiflexion	%poids*taille	1.17	0.89	0.84	0.42	1.51	0.90
		%cycle	5.6	2.7	5.6	1.5	5.0	1.3
	moment maximal de dorsiflexion	%poids*taille	8.16	1.14	8.53	0.89	8.62	2.42
		%cycle	47.7	2.3	47.7	1.4	45.8	8.2
Genou - plan sagittal	moment d'extension maximal en début d'appui	%poids*taille	4.20	1.34	1.95	1.00	2.19	0.76
		%cycle	1.5	0.8	3.2	8.7	1.5	0.9
	moment de flexion maximal	%poids*taille	1.45	0.98	2.57	1.49	3.88	1.54
		%cycle	15.3	3.2	12.9	2.1	13.1	2.0
	moment d'extension maximal	%poids*taille	2.75	1.38	1.89	0.80	1.78	0.96
		%cycle	48.9	2.9	41.6	2.7	41.1	2.0
Hanche - plan sagittal	moment de flexion maximal	%poids*taille	8.50	2.33	4.32	1.97	5.88	1.58
		%cycle	1.4	0.4	3.9	5.0	2.7	2.3
	moment d'extension maximal	%poids*taille	2.82	1.16	4.15	1.21	5.76	1.49
		%cycle	49.2	1.8	50.1	2.9	49.1	1.7
	1 ^{er} maximum de moment d'adduction	%poids*taille	3.00	1.43	4.96	1.71	5.28	0.99
		%cycle	14.6	2.6	13.6	3.7	13.4	3.1
	2 ^{ème} maximum de moment d'adduction	%poids*taille	9.91	1.62	4.73	1.33	4.57	0.94
		%cycle	47.4	1.7	45.1	2.2	45.5	3.0
	moment de rotation externe maximal	%poids*taille	1.96	0.85	0.73	0.29	1.48	0.59
		%cycle	46.4	2.3	39.6	11.3	10.2	1.4
	moment de rotation interne maximal	%poids*taille	1.70	0.97	0.69	0.35	0.85	0.39
		%cycle	11.5	6.6	11.4	3.0	22.3	31.7
Composante normale de l'effort	1 ^{er} maximum	% poids	112.0	8.9	110.8	7.2	118.0	7.0
		%cycle	14.5	2.0	13.4	1.3	13.1	1.5
	Minimum	% poids	73.0	6.8	75.0	7.4	73.1	7.7
		%cycle	28.5	2.8	27.8	2.3	28.2	2.6
	2 ^{ème} maximum	% poids	113.8	6.5	112.5	6.6	116.6	7.2
		%cycle	47.9	2.0	46.7	1.3	46.7	1.9
Composante longitudinale de l'effort	Minimum	% poids	-19.3	4.2	-18.2	3.4	-19.3	3.9
		%cycle	10.5	2.3	9.3	1.6	9.9	1.3
	Maximum	% poids	21.6	4.3	21.8	2.9	23.3	3.8
		%cycle	52.8	1.9	52.3	1.2	51.7	1.6

Tableau D-4 : Comparaison des paramètres dynamiques (moments, composantes de l'effort) de la base de données des sujets asymptotiques

D.2.1.4. COMPARAISON

Les paramètres qui sont présentés dans le Tableau D-2, le Tableau D-3 et le Tableau D-4 sont cohérents avec les études de Goujon (Goujon, 2006) et Benedetti *et al.* (Benedetti, et al., 1998). La vitesse de marche des sujets de la base de données est plus grande que dans ces études : les sujets marchaient à une vitesse plus rapide de 7cm/s.

Les écarts-types sur les paramètres cinématiques sont inférieurs à 6.0°. Les écarts avec les paramètres cinématiques de la littérature sont inférieurs à 3.0° sauf pour la flexion du genou au moment du décollement du pied qui atteint environ 12.0° de différence avec Goujon (Goujon, 2006) et environ 9.0° avec Benedetti *et al.* (Benedetti, et al., 1998), et pour la flexion plantaire maximale en phase d'appui qui atteint environ 5.0° de différence avec Benedetti *et al.* (Benedetti, et al., 1998) mais moins de 3.0° avec Goujon (Goujon, 2006).

Pour les paramètres dynamiques, les écarts sont plus importants, notamment au moment du premier pic d'effort vertical et des moments dans le plan sagittal en début d'appui. Ceci peut s'expliquer par la différence de vitesse des sujets.

D.2.2. COMPLEMENT DANS LE PLAN FRONTAL

Les amplitudes obtenues avec la base de données de 30 sujets sont de $7.4^\circ \pm 2.8^\circ$ pour le bassin et $4.4^\circ \pm 1.7^\circ$ pour le tronc, du même ordre de grandeur que dans la littérature. En effet, Rueda *et al.* (Rueda, et al., 2013) (15 sujets) et Goujon-Pillet *et al.* (Goujon-Pillet, et al., 2008) (33 sujets) montrent que pendant un cycle de marche sain, le bassin et le tronc ont des amplitudes d'inclinaison d'environ $8.0^\circ \pm 3.0^\circ$ et $5.0^\circ \pm 2.0^\circ$. En outre, les maximums des angles en varus/valgus pendant la marche à plat ont été comparés à Chang *et al.* (Chang, et al., 2012). Ils sont du même ordre de grandeur à la cheville (Villa : $-4.5^\circ \pm 7.0^\circ$, Chang *et al.* : $-4.9^\circ \pm 2.6^\circ$) mais assez différents au genou (Villa : $0.7^\circ \pm 5.9^\circ$, Chang *et al.* : $5.6^\circ \pm 3.2^\circ$).

Les pics de moments dans le plan frontal à la cheville et au genou pendant l'appui ont été comparés aux valeurs données dans l'étude de Barkema *et al.* (Barkema, et al., 2012). Plusieurs vitesses de marche sont analysées avec plusieurs hauteurs de talon. A 1.3m/s et pour une hauteur de 1cm de talon (valeurs en concordance avec la base de données), les moments à la cheville sont au maximum de 0.13 ± 0.09 Nm/kg et au genou en début d'appui de 0.47 ± 0.12 Nm/kg et en fin d'appui de 0.37 ± 0.06 Nm/kg. Les mêmes ordres de grandeur sont obtenus dans la base de données de référence pour le genou avec 0.40 ± 0.17 Nm/kg en début d'appui et 0.39 ± 0.15 Nm/kg en fin d'appui. Le maximum moyen des moments de cheville dans le plan frontal est de -0.21 ± 0.26 Nm/kg. Cette valeur diffère de l'étude de Barkema *et al.* (Barkema, et al., 2012) . Une grande variabilité des moments à la cheville a cependant été soulignée par Eng and Winter (Eng & Winter, 1995). Dans la base de données la plupart des sujets ont un pic de moment interne de valgus en fin d'appui et la cheville génère de la puissance dans le plan frontal. Cinq des sujets asymptomatiques (SA 09, 19, 26, 27, 30) ont un pic de moment articulaire de varus de cheville en fin d'appui et absorbent de la puissance en fin d'appui à la cheville dans le plan frontal. Ces cinq sujets sont inclus dans la moyenne et l'écart-type du maximum de moment de cheville en varus/valgus.

D.3. COMPARAISON A LA LITTERATURE - SITUATION : PENTES

L'étude de Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) a été prise comme référence dans la littérature pour comparer au corridor obtenu avec la base de données de sujets asymptomatiques créée dans l'étude. Les paramètres calculés sont les paramètres décrits par Lay *et al.* (Lay, et al., 2006). Pour être capable de comparer, les conventions d'unité et de signe sur les grandeurs biomécaniques calculées mises en place dans l'étude et explicitées dans la partie I ne sont pas toutes appliquées ici. Ainsi, pour suivre les conventions de Lay *et al.* (Lay, et al., 2006), l'angle de flexion de hanche est positif et l'angle d'extension de hanche est négatif. De plus, les moments présentés par Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) sont les moments articulaires avec pour convention que le moment articulaire de plantiflexion est positif (opposé à notre convention présentée en partie I), le moment articulaire d'extension de genou est positif (comme notre convention présentée en partie I) et le moment articulaire d'extension de hanche est positif (opposé à notre convention présentée en partie I). Les abréviations Moy = moyenne et Std=Ecart-type sont utilisées dans les tableaux pour plus de lisibilité.

D.3.1. MONTEE DE PENTE

D.3.1.1. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

Paramètre	Unité	Plat						Montée								Adaptation : Montée-Plat							
		Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
		Pente 0%		Pente 0% Groupe Pente 5		Pente 0% Groupe Pente 12		Pente 15%		Pente 39 %		Pente 5%		Pente 12 %		Pente 15%-Plat		Pente 39 %-Plat		Pente 5%-Plat		Pente 12 %-Plat	
		Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Temps d'appui	s	0.7	0.1	0.7	0.1	0.7	0.1	0.8	0.1	0.8	0.1	0.7	0.1	0.7	0.1	0.0	/	0.0	/	0.0	0.1	0.1	0.1
Temps cycle	s	1.2	0.1	1.1	0.1	1.1	0.1	1.2	0.1	1.2	0.1	1.2	0.1	1.2	0.1	-0.1	/	0.0	/	0.1	0.1	0.1	0.1

Tableau D-5 : Comparaison des paramètres spatio-temporels en montée de pente des sujets asymptomatiques avec Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) Moy =moyenne, Std=écart-type

D.3.1.2. COURBES

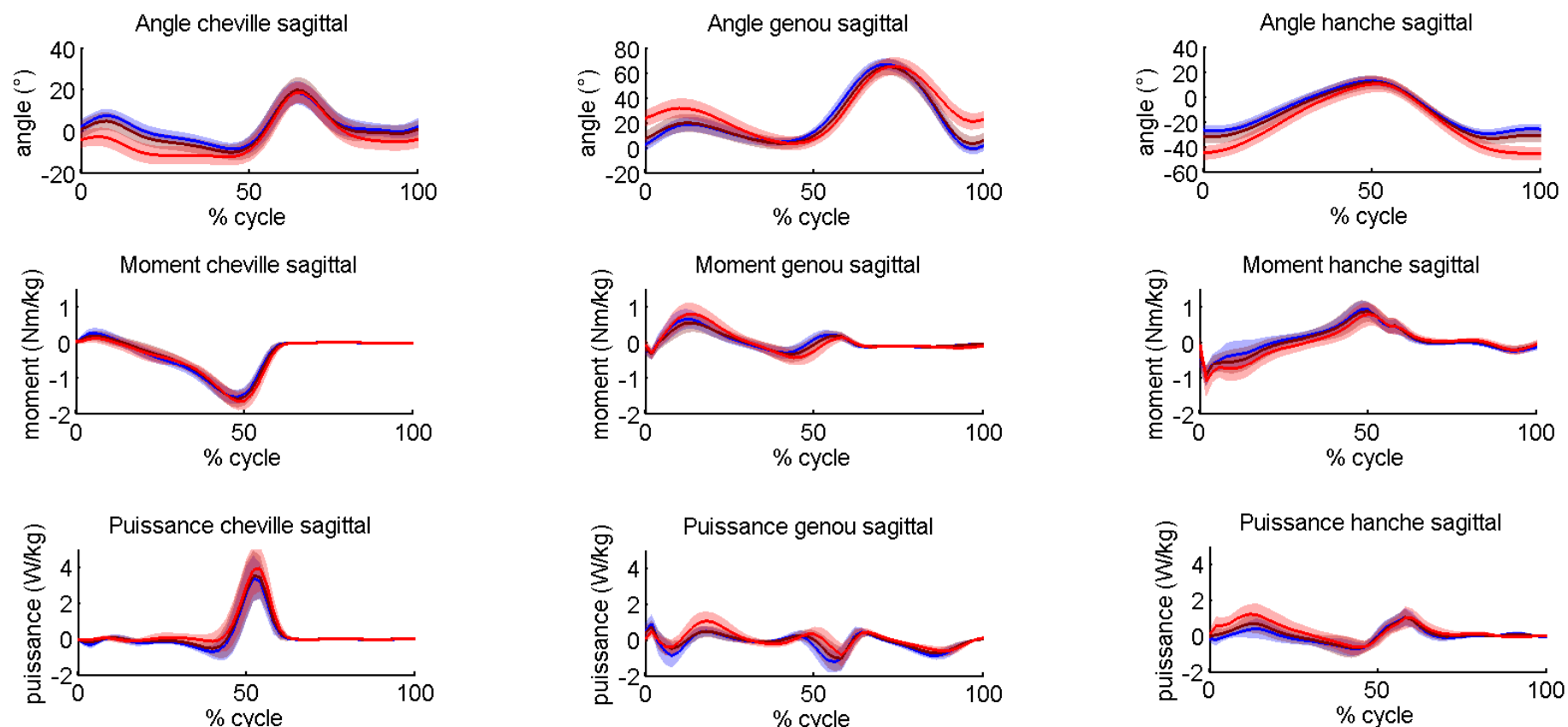


Figure D-1 : Corridors des angles, moments et puissances de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal des sujets asymptomatiques en montée de pente à 5% (rouge foncé), pente 12% (rouge clair), et à plat (en bleu)

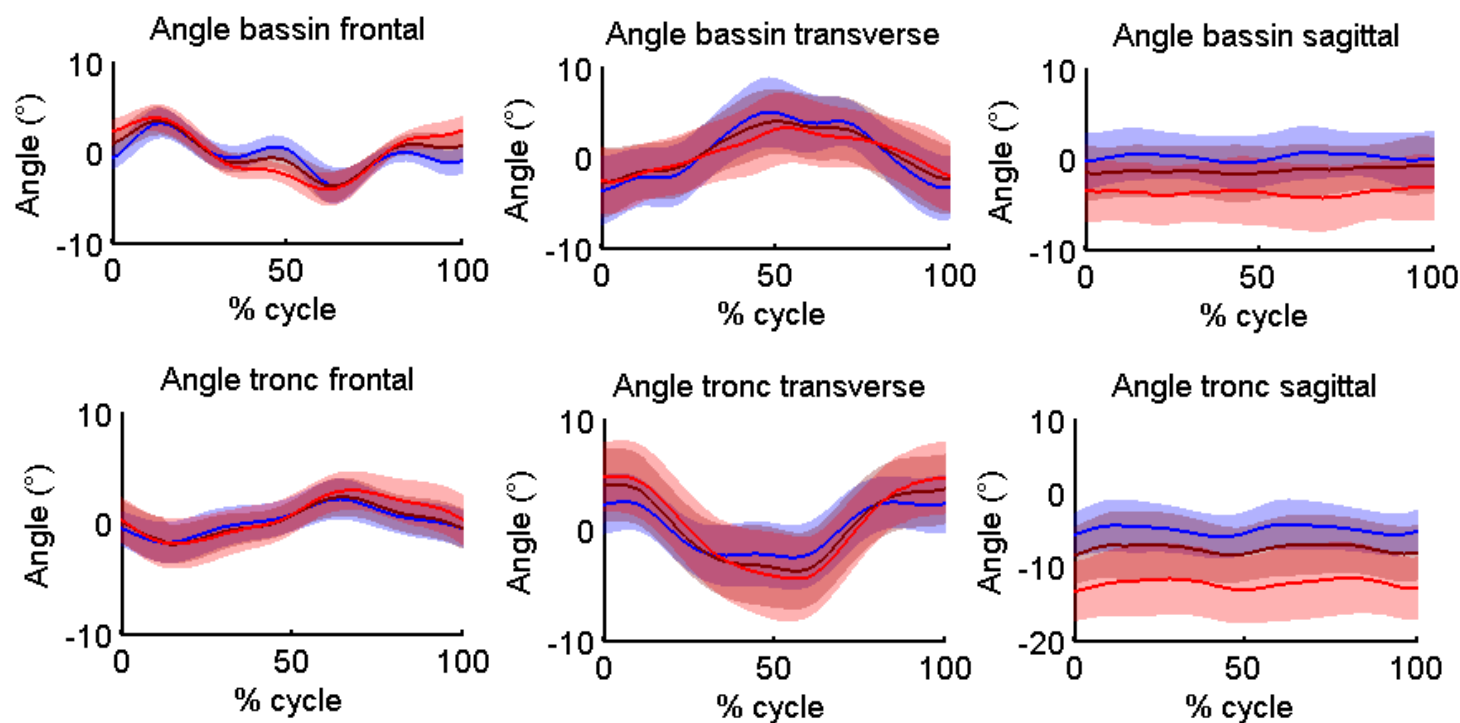


Figure D-2 : Corridors des angles du bassin et du tronc dans le plan frontal, transverse et sagittal des sujets asymptomatiques en montée de pente à 5% (rouge foncé), pente 12% (rouge clair), et à plat (en bleu)

D.3.1.3. PARAMETRES CINEMATIQUES

Articulation - Plan	Nom du paramètre	Unité	Plat						Montée								Adaptation : Montée-Plat							
			Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
			Pente 0%		Pente 0% Groupe pente 5%		Pente 0% Groupe pente 12%		Pente 15%		Pente 39 %		Pente 5%		Pente 12 %		Pente 15% -Plat		Pente 39 % -Plat		Pente 5% -Plat		Pente 12 % -Plat	
			Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Cheville – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	1.5	4.5	2.0	3.3	2.0	3.4	-3.0	5.7	-15.0	5.9	0.9	4.0	-4.1	3.8	-4.5		-16.6		-1.1	2.6	-6.1	3.0
	Flexion dorsale maximale en phase d'appui	°	12.8	4.3	7.5	3.2	7.5	3.1	1.5	6.9	-14.8	5.9	5.1	3.9	-2.0	4.2	-11.3		-27.6		-2.4	2.6	-9.5	2.9
		% du cycle			7.9	1.7	7.7	1.4					7.5	1.7	6.0	5.7					-0.4	1.2	-1.7	5.9
	Flexion plantaire maximale en phase oscillante	°	24.2	6.4	18.1	5.3	18.9	5.3	27.4	7.8	25.2	9.5	19.6	5.8	19.2	5.0	3.2		0.9		1.5	2.7	0.3	3.3
		% du cycle			64.3	1.9	64.1	1.9					64.6	2.2	64.7	1.6					0.3	1.2	0.6	1.3
Genou – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	3.6	4.6	2.1	4.8	2.2	4.9	21.3	8.1	48.4	5.8	6.5	6.3	23.0	6.6	17.8		44.9		4.4	3.4	20.8	4.7
	Position à 50% cycle de marche	°	7.0	4.7	13.0	4.4	13.2	3.5	4.8	4.2	9.5	6.4	9.5	5.0	7.3	5.5	-2.2		2.5		-3.5	3.2	-5.9	4.2
	Flexion maximale en phase oscillante	°	62.8	3.9	66.1	4.6	66.8	4.6	61.1	4.7	66.2	5.6	64.4	6.0	65.3	6.9	-1.7		3.4		-1.7	3.2	-1.5	5.1
		% du cycle			70.7	1.6	70.8	1.4					71.6	1.8	73.5	1.5					0.9	1.1	2.7	1.8
Hanche – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	27.6	6.2	26.4	3.8	26.4	3.9	44.7	9.8	71.1	9.5	31.8	5.2	44.5	5.7	17.1		43.5		5.4	3.4	18.1	5.1
	Extension maximale en phase d'appui	°	-11.8	6.8	-12.7	4.0	-12.7	4.0	-9.6	6.4	0.5	7.7	-11.9	5.1	-10.4	6.2	2.2		12.4		0.8	3.5	2.3	5.2
		% du cycle			49.5	1.6	49.6	1.3					50.3	1.9	51.5	2.2					0.8	1.4	1.9	2.0
	Flexion maximale en phase oscillante	°	27.4	5.4	29.3	4.1	29.7	3.6	41.9	7.6	67.6	7.9	33.6	5.2	45.6	5.4	14.5		40.2		4.3	3.1	15.9	5.0
		% du cycle			86.6	5.8	85.0	3.9					87.9	6.0	95.5	4.6					1.3	7.0	10.5	5.2

Tableau D-6 : Comparaison des paramètres cinématiques en montée de pente des sujets asymptomatiques avec Lay *et al.* (Lay, et al., 2006).

D.3.1.4. PARAMETRES DYNAMIQUES

D.3.1.4.1. MOMENTS

Articulation - Plan	Nom du paramètre	Unité	Plat						Montée								Adaptation : Montée-Plat							
			Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
			Pente 0%		Pente 0% Groupe pente 5%		Pente 0% Groupe pente 12%		Pente 15%		Pente 39 %		Pente 5%		Pente 12 %		Pente 15% -Plat		Pente 39% -Plat		Pente 5% -Plat		Pente 12 % -Plat	
			Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Cheville - Plan Sagittal	Max moment articulaire de plantiflexion en début d'appui	Nm/kg	-0.15	0.06	-0.26	0.14	-0.26	0.15	-0.06	0.07	0.08	0.08	-0.19	0.15	-0.14	0.12	0.09		0.23		0.07	0.09	0.12	0.10
		% cycle			5.0	1.3	5.0	1.2					5.2	1.7	4.7	2.7					0.1	1.6	-0.3	2.6
	Max moment articulaire de plantiflexion en fin d'appui	Nm/kg	1.64	0.14	1.53	0.19	1.54	0.22	1.94	0.22	1.95	0.18	1.60	0.22	1.68	0.25	0.30		0.31		0.07	0.12	0.14	0.12
		% cycle			47.3	1.6	47.5	1.5					47.9	1.9	48.7	1.8					0.6	1.2	1.2	1.4
Genou - Plan Sagittal	Max moment articulaire de flexion en début d'appui	Nm/kg	-0.51	0.09	-0.36	0.12	-0.37	0.13	-0.56	0.21	-0.43	0.21	-0.37	0.13	-0.34	0.14	-0.05		0.08		-0.01	0.13	0.04	0.12
		% cycle			1.5	0.9	1.4	0.9					1.6	0.8	1.9	0.7					0.1	0.8	0.5	1.2
	Max moment articulaire d'extension en milieu d'appui	Nm/kg	0.44	0.20	0.64	0.27	0.71	0.23	0.64	0.38	0.81	0.41	0.54	0.26	0.81	0.33	0.20		0.37		-0.10	0.21	0.13	0.24
		% cycle			12.6	3.1	12.8	2.0					14.6	2.3	14.5	2.3					1.9	3.2	2.3	3.8
	Moment articulaire de flexion à 30% du cycle de marche	Nm/kg	-0.09	0.17	-0.03	0.12	-0.03	0.13	-0.08	0.22	-0.27	0.19	0.00	0.13	0.03	0.15	0.01		-0.18		0.03	0.09	0.05	0.13
	Max moment articulaire de flexion en fin d'appui	Nm/kg	-0.38	0.22	-0.30	0.16	-0.29	0.16	-0.70	0.31	-0.68	0.31	-0.37	0.20	-0.43	0.22	-0.32		-0.30		-0.07	0.14	-0.14	0.16
		% cycle			41.1	2.0	41.1	2.0					43.7	3.7	44.4	2.8					2.6	3.3	3.3	2.5
	Max moment articulaire d'extension en fin d'appui	Nm/kg	0.16	0.15	-1.00	0.27	-0.98	0.24	0.21	0.13	0.32	0.25	-0.95	0.30	-0.85	0.33	0.05		0.16		0.05	0.21	0.12	0.24
		% cycle			49.1	1.7	49.0	1.6					50.0	1.9	50.8	2.8					0.9	1.4	1.7	2.3

Tableau D-7 : Comparaison des paramètres dynamiques (moments articulaires) en montée de pente des sujets asymptotiques avec Lay *et al.* (Lay, et al., 2006). Max= maximum, Moy= moyenne, Std=écart-type

D.3.1.4.2. RESULTANTE DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

Composante dans Rsituation	Nom du paramètre	Unité	Plat						Montée								Adaptation : Montée-Plat							
			Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
			Pente 0%		Pente 0% Groupe pente 5%		Pente 0% Groupe pente 12%		Pente 15%		Pente 39%		Pente 5%		Pente 12%		Pente15% -Plat		Pente39% -Plat		Pente5% - Plat		Pente12% -Plat	
			Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Composante longitudinale de l'effort	Maximum effort antérieur en début d'appui	N/kg	-1.6	0.1	-1.9	0.4	-1.9	0.4	-0.3	0.2	N/A	N/A	-1.3	0.4	-0.5	0.4	1.3		N/A		0.6	0.3	1.4	0.3
	% cycle				1.0	0.1	1.0	0.1					1.0	0.1	0.8	0.4					0.0	0.1	-0.2	0.4
	Maximum effort postérieur en fin d'appui	N/kg	1.9	0.3	2.3	0.4	2.4	0.3	3.3	0.5	5.1	0.6	2.5	0.4	3.2	0.5	1.4		3.2		0.3	0.3	0.8	0.4
	% cycle				5.1	0.2	5.1	0.1					5.1	0.2	5.0	0.1					0.0	0.1	-0.1	0.1
Composante normale de l'effort	1 ^{er} maximum	N/kg	10.4	0.4	11.6	0.7	11.6	0.7	10.6	0.6	10.9	0.9	11.1	0.7	11.2	1.0	0.2		0.5		-0.5	0.6	-0.4	0.8
		% cycle			1.3	0.1	1.3	0.1					1.4	0.2	1.4	0.2					0.1	0.1	0.2	0.2
	2 ^{ème} maximum	N/kg	10.7	0.5	11.5	0.7	11.4	0.7	11.5	0.8	10.3	0.9	11.9	0.8	11.8	0.9	0.8		-0.4		0.4	0.4	0.4	0.7
		% cycle			4.6	0.2	4.6	0.2					4.6	0.2	4.7	0.2					0.1	0.2	0.1	0.1

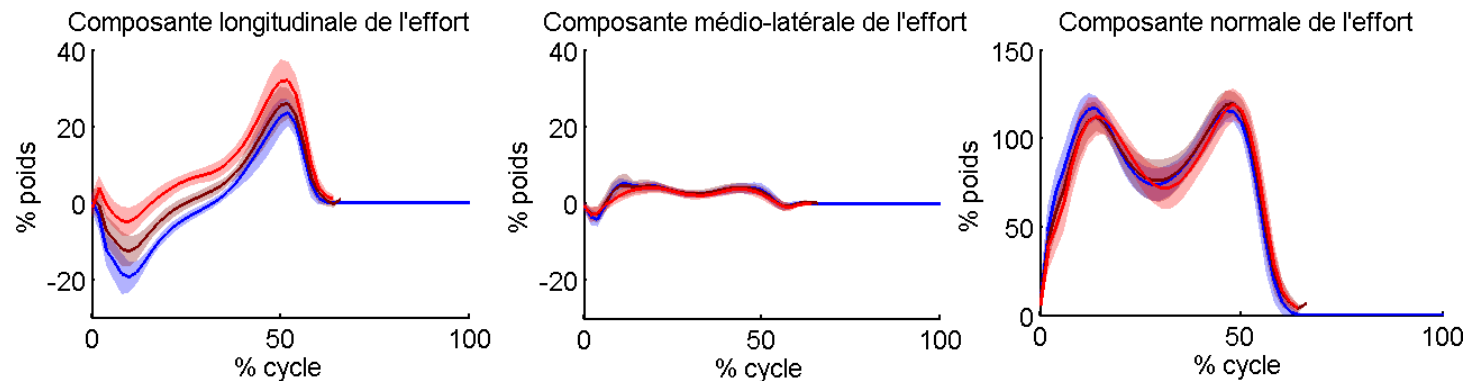
Tableau D-8 : Comparaison des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptotiques en montée de pente avec Lay *et al.*.

Figure D-3 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptotiques en montée de pente à 5% (rouge foncé), pente 12% (rouge clair), et à plat (en bleu)

D.3.2. DESCENTE DE PENTE

D.3.2.1. PARAMETRES SPATIO-TEMPORELS

Paramètre	Unité	Plat						Descente								Adaptation : Descente-Plat							
		Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
		Pente 0%		Pente 0% Groupe Pente 5		Pente 0% Groupe Pente 12		Pente 15%		Pente 39 %		Pente 5%		Pente 12 %		Pente 15%-Plat		Pente 39%-Plat		Pente 5%-Plat		Pente 12%-Plat	
		Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Temps d'appui	s	0.7	0.1	0.7	0.1	0.7	0.1	0.7	0.1	0.7	0.1	0.7	0.1	0.7	0.1	0.0		0.0		0.0	0.0	0.0	0.1
Temps cycle	s	1.2	0.1	1.1	0.1	1.1	0.1	1.2	0.1	1.2	0.1	1.1	0.1	1.1	0.1	0.0		0.0		0.0	0.1	0.0	0.1

Tableau D-9 : Comparaison des paramètres spatio-temporels des sujets asymptomatiques en descente de pente avec Lay *et al.* (Lay, et al., 2006)

D.3.2.2. COURBES

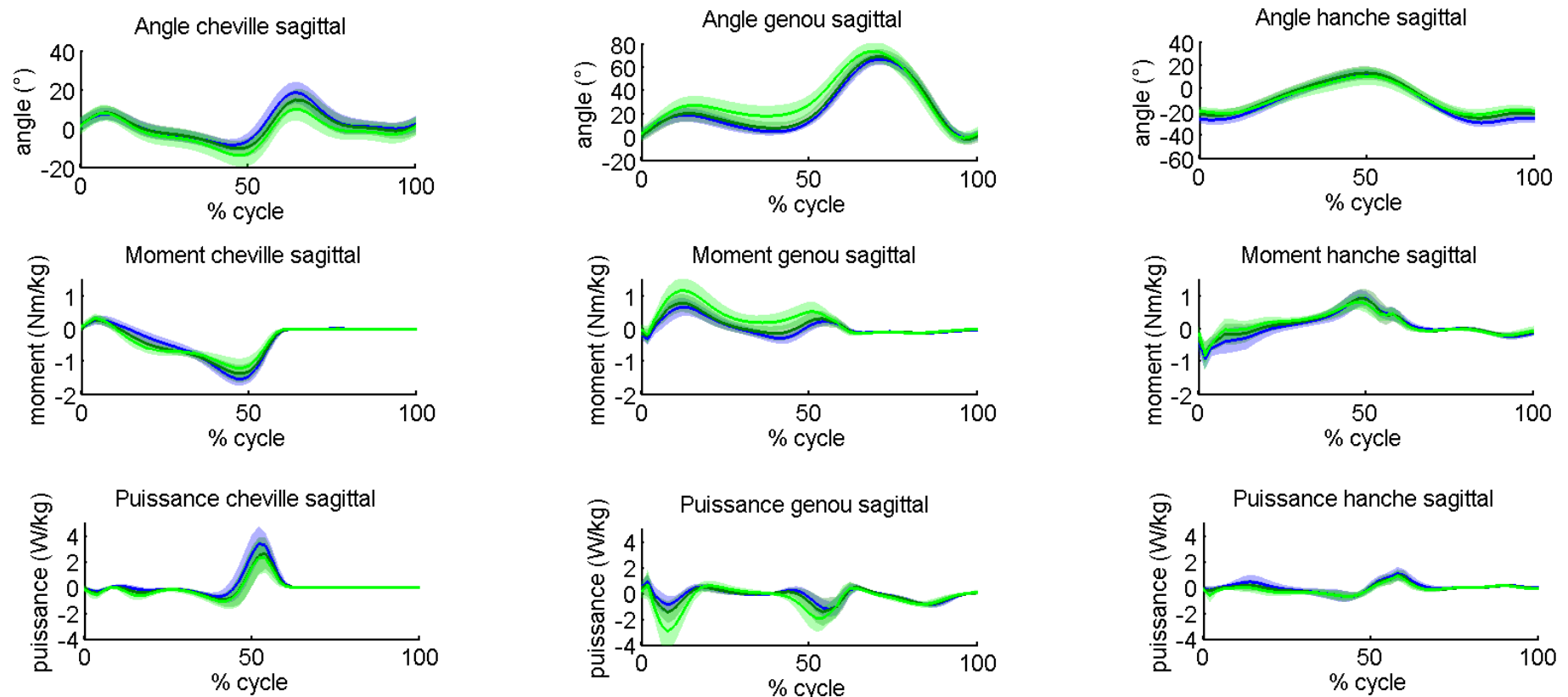


Figure D-4 : Corridors des angles, moments et puissances de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal des sujets asymptotiques en descente de pente à 5% (vert foncé), pente 12% (vert clair), et à plat (en bleu)

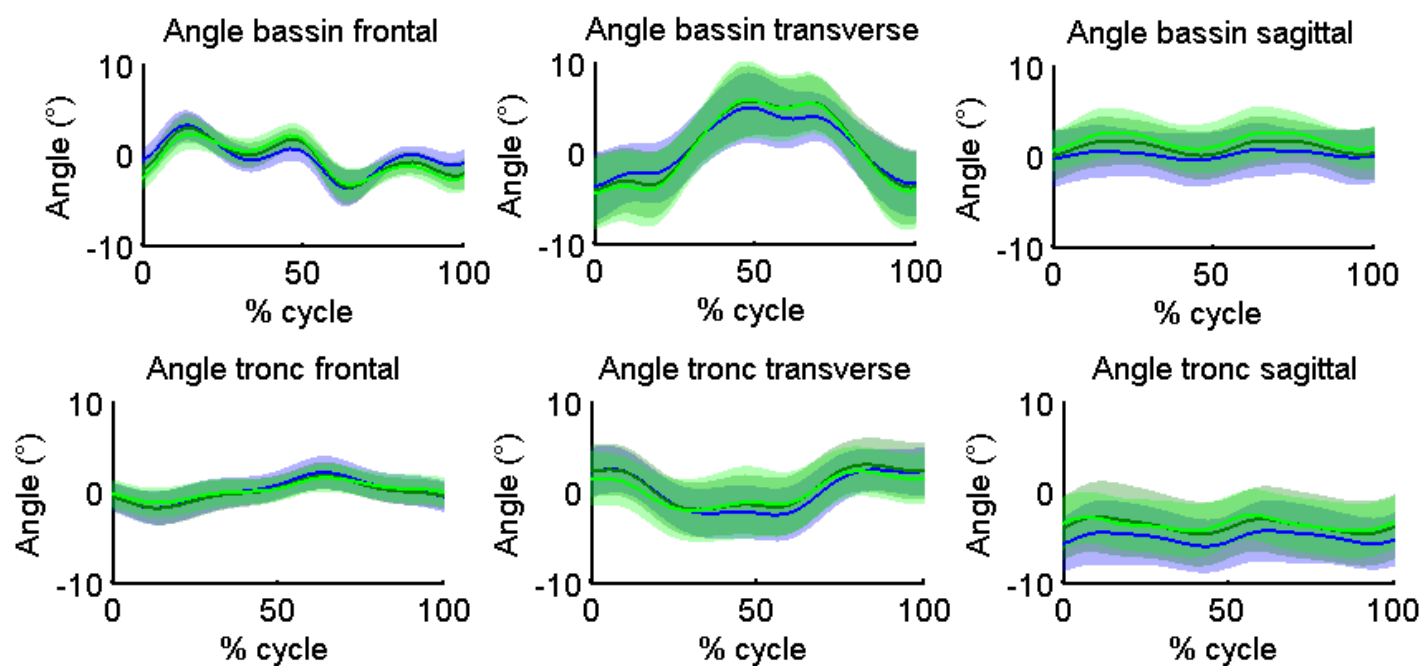


Figure D-5 : Corridors des angles du bassin et du tronc dans le plan frontal, transverse et sagittal des sujets asymptomatiques en descente de pente à 5% (vert foncé), pente 12% (vert clair), et à plat (en bleu)

D.3.2.3. PARAMETRES CINEMATQUES

Articulation - Plan	Nom du paramètre	Unité	Plat						Descente								Adaptation : Descente-Plat							
			Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
			Pente 0%		Pente 0% Groupe pente 5%		Pente 0% Groupe pente 12%		Pente 15%		Pente 39 %		Pente 5%		Pente 12 %		Pente 15% -Plat		Pente 39 % -Plat		Pente 5% -Plat		Pente 12 % -Plat	
			Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Cheville – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	1.5	4.5	2.0	3.3	2.0	3.4	-0.6	4.2	2.6	5.4	2.0	3.6	1.1	4.3	-2.1		1.1		-0.1	1.8	-0.9	2.1
	Dorsiflexion maximale en phase d'appui	°	12.8	4.3	7.5	3.2	7.5	3.1	15.0	4.2	22.7	4.1	8.4	3.3	8.0	3.8	2.3		9.9		0.8	1.8	0.5	2.2
		% du cycle			7.9	1.7	7.7	1.4					7.7	1.5	7.5	1.4					-0.2	1.0	-0.3	1.3
	Plantiflexion maximale en phase oscillante	°	24.2	6.4	18.1	5.3	18.9	5.3	17.4	5.9	10.5	5.2	14.9	5.3	10.7	5.8	-6.9		-13.7		-3.2	2.9	-8.3	5.0
		% du cycle			64.3	1.9	64.1	1.9					64.8	2.0	63.9	2.0					0.6	1.2	-0.2	1.5
Genou – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	3.6	4.6	2.1	4.8	2.2	4.9	2.3	5.7	7.1	5.3	1.0	5.0	2.9	5.3	-1.2		3.5		-1.1	2.3	0.6	3.4
	Position à 50% cycle de marche	°	7.0	4.7	13.0	4.4	13.2	3.5	24.2	6.6	51.5	4.7	16.3	5.6	28.0	8.0	17.2		44.5		3.4	3.4	14.8	6.9
	Flexion maximale en phase oscillante	°	62.8	3.9	66.1	4.6	66.8	4.6	70.2	3.1	84.6	3.4	68.6	5.9	73.6	7.4	7.4		21.8		2.5	2.7	6.9	4.7
		% du cycle			70.7	1.6	70.8	1.4					70.4	1.6	69.0	1.3					-0.3	1.2	-1.8	1.2
Hanche – plan sagittal	Position angulaire à l'attaque du pas	°	27.6	6.2	26.4	3.8	26.4	3.9	19.5	5.9	16.9	5.9	22.6	4.5	19.5	3.9	-8.1		-10.6		-3.8	2.9	-6.9	4.1
	Extension maximale en phase d'appui	°	-11.8	6.8	-12.7	4.0	-12.7	4.0	-6.2	7.5	8.0	6.4	-12.8	5.3	-10.6	7.3	5.6		19.8		-0.2	3.3	2.1	5.3
		% du cycle			49.5	1.6	49.6	1.3					49.9	1.7	50.1	2.0					0.3	1.3	0.5	1.9
	Flexion maximale en phase oscillante	°	27.4	5.4	29.3	4.1	29.7	3.6	21.5	5.5	22.8	5.3	25.6	4.7	23.3	4.6	-5.9		-4.7		-3.7	2.6	-6.4	4.1
		% du cycle			86.6	5.8	85.0	3.9					85.0	4.6	84.7	6.4					-1.7	7.4	-0.3	7.4

Tableau D-10 : Comparaison des paramètres cinématiques des sujets asymptomatiques en descente de pente avec Lay *et al.* (Lay, et al., 2006)

D.3.2.4. PARAMETRES DYNAMIQUES

D.3.2.4.1. MOMENTS

Articulation - Plan	Nom du paramètre	Unité	Plat						Descente								Descente-Plat							
			Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
			Pente 0%		Pente 0% Groupe pente 5%		Pente 0% Groupe pente 12%		Pente 15%		Pente 39 %		Pente 5%		Pente 12 %		Pente15% -Plat		Pente39% -Plat		Pente 5% -Plat		Pente12 % -Plat	
			Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Cheville - Plan Sagittal	Max moment articulaire de plantiflexion en début d'appui	Nm/kg	-0.15	0.06	-0.26	0.14	-0.26	0.15	-0.24	0.11	-0.32	0.09	-0.29	0.13	-0.33	0.13	-0.09		-0.17		-0.03	0.11	-0.07	0.14
		% cycle			5.0	1.3	5.0	1.2					4.5	1.0	4.0	1.4					-0.6	1.3	-1.0	1.6
	Max moment articulaire de plantiflexion en fin d'appui	Nm/kg	1.64	0.14	1.53	0.19	1.54	0.22	1.29	0.11	0.92	0.10	1.35	0.26	1.21	0.30	-0.35		-0.72		-0.19	0.16	-0.33	0.16
		% cycle			47.3	1.6	47.5	1.5					47.2	1.7	46.4	5.6					-0.1	1.1	-1.1	5.6
Genou - Plan Sagittal	Max moment articulaire de flexion en début d'appui	Nm/kg	-0.51	0.09	-0.36	0.12	-0.37	0.13	-0.38	0.11	-0.47	0.12	-0.30	0.14	-0.24	0.19	0.13		0.04		0.06	0.14	0.15	0.19
		% cycle			1.5	0.9	1.4	0.9					1.5	0.9	1.5	0.9					-0.1	0.8	0.0	1.4
	Max moment articulaire d'extension en milieu d'appui	Nm/kg	0.44	0.20	0.64	0.27	0.71	0.23	0.88	0.26	1.18	0.27	0.78	0.26	1.24	0.32	0.44		0.74		0.14	0.20	0.51	0.30
		% cycle			12.6	3.1	12.8	2.0					12.6	2.1	12.5	2.1					0.0	3.0	-0.4	1.4
	Moment articulaire de flexion à 30% du cycle de marche	Nm/kg	-0.09	0.17	-0.03	0.12	-0.03	0.13	0.23	0.20	0.72	0.18	0.01	0.14	0.25	0.22	0.32		0.81		0.04	0.13	0.26	0.19
	Max moment articulaire de flexion en fin d'appui	Nm/kg	-0.38	0.22	-0.30	0.16	-0.29	0.16	0.36	0.26	1.25	0.12	-0.15	0.19	-0.01	0.15	0.74		1.63		0.15	0.16	0.28	0.14
		% cycle			41.1	2.0	41.1	2.0					43.2	8.1	55.8	9.2					2.1	8.1	12.3	15.5
Hanche - Plan Sagittal	Max moment articulaire d'extension en fin d'appui	Nm/kg	0.16	0.15	-1.00	0.27	-0.98	0.24	0.18	0.14	0.30	0.23	-1.00	0.32	-0.87	0.22	0.02		0.14		0.00	0.23	0.11	0.20
		% cycle			49.1	1.7	49.0	1.6					49.0	1.6	48.5	2.8					-0.1	1.5	-0.5	2.5

Tableau D–11 : Comparaison des paramètres dynamiques (moments articulaires) des sujets asymptomatiques en descente de pente avec Lay *et al.* (Lay, et al., 2006)

D.3.2.4.2. RESULTANTE DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

Composante dans Rsituation	Nom du paramètre	Unité	Plat						Descente								Adaptation : Descente-Plat							
			Lay et al.		Villa				Lay et al.				Villa				Lay et al.				Villa			
			Pente 0%		Pente 0% Groupe pente 5%		Pente 0% Groupe pente 12%		Pente 15%		Pente 39%		Pente 5%		Pente 12%		Pente 15% -Plat		Pente 39% -Plat		Pente 5% -Plat		Pente 12% -Plat	
			Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std	Moy	Std
Composante longitudinale de l'effort	Maximum effort antérieur en début d'appui	N/kg	-1.6	0.1	-1.9	0.4	-1.9	0.4	-3.3	0.3	-5.4	0.7	-2.5	0.4	-3.4	0.5	-1.7		-3.8		-0.6	0.3	-1.5	0.4
		%cycle			1.0	0.1	1.0	0.1					1.0	0.2	1.0	0.2					0.0	0.1	0.0	0.1
	Maximum effort postérieur en fin d'appui	N/kg	1.9	0.3	2.3	0.4	2.4	0.3	0.9	0.3	N/A	N/A	1.9	0.4	1.5	0.4	-0.9		N/A		-0.4	0.3	-0.9	0.3
		%cycle			5.1	0.2	5.1	0.1					5.1	0.2	5.1	0.2					0.1	0.1	0.1	0.2
Composante normale de l'effort	1 ^{er} maximum	N/kg	10.4	0.4	11.6	0.7	11.6	0.7	11.7	0.6	11.2	0.9	12.2	0.8	12.9	1.0	1.3		0.8		0.6	0.5	1.3	0.8
		%cycle			1.3	0.1	1.3	0.1					1.3	0.2	1.2	0.2					0.0	0.1	0.0	0.2
	2 ^{ème} maximum	N/kg	10.7	0.5	11.5	0.7	11.4	0.7	9.4	0.3	8.7	0.6	10.5	0.6	9.4	0.7	-1.3		-2.0		-1.0	0.5	-2.1	0.5
		%cycle			4.6	0.2	4.6	0.2					4.6	0.2	4.6	0.2					0.0	0.1	-0.1	0.1

Tableau D-12 : Comparaison des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptotiques en descente de pente avec Lay *et al.* (Lay, et al., 2006) N/A = non indiqué

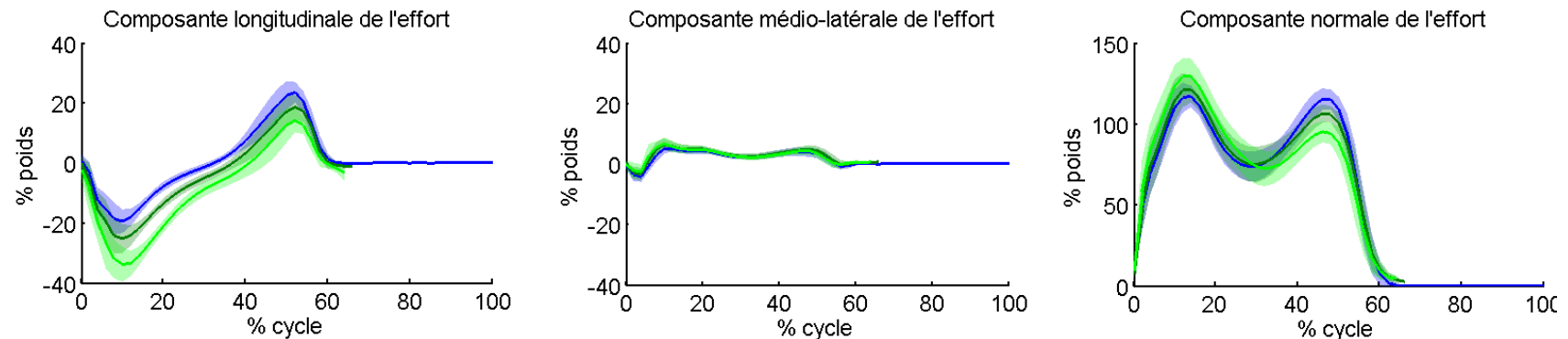


Figure D-6 : Corridors composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptotiques en descente de pente à 5% (vert foncé), pente 12% (vert clair), et à plat (en bleu)

D.4. RESULTATS DE L'ETUDE DE LA MARCHE DES SUJETS ASYMPTOMATIQUES EN DEVERS

D.4.1. VALEURS DES PARAMETRES CALCULES SUR LES COURBES DES COMPOSANTES DE LA RESULTANTE DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

	AXE	PARAMETRE	UNITE	Plat		Amont		Aval	
				moy	std	moy	std	moy	std
REPERE GLOBAL	Xo LONGITUDINAL	Minimum	% poids	-17.6	2.6	-16.3	2.9	-15.8*	2.5
			% cycle	10.2	1.4	10.2	1.2	10.5	1.9
		Maximum	% poids	21.9	3.1	19.2*	3.6	18.9*	3.0
			% cycle	52.4	1.2	52.8	1.5	52.9	2.0
	Yo VERTICAL	1 ^{er} maximum	% poids	116.6	6.2	113.0*	6.3	112.6*	4.7
			% cycle	13.6	1.4	14.5*	1.3	14.7*	1.8
		Minimum	% poids	75.6	6.2	80.6	7.8	81.4*	6.7
			% cycle	28.7	2.2	28.5	2.5	28.1	3.2
		2 ^{ème} maximum	% poids	116.5	5.9	111.9*	4.8	113.3*	3.9
			% cycle	47.5	1.3	47.2	1.5	47.5	1.5
	Zo MEDIOLATERAL	1 ^{er} maximum	% poids	5.2	0.9	4.8	1.2	5.2	1.4
			% cycle	13.8	3.3	14.8	3.9	14.7	4.1
		Minimum	% poids	2.3	0.7	2.3	1.0	2.3	0.9
			% cycle	31.5	2.2	29.8	3.4	31.9	2.5
		2 ^{ème} maximum	% poids	4.2	1.0	4.8	1.1	4.0	1.1
			% cycle	44.7	2.7	46.0	2.7	44.5	3.3
REPERE SITUATION	XI LONGITUDINAL	Minimum	% poids	-17.6	2.6	-16.3	2.9	-15.8*	2.5
			% cycle	10.2	1.4	10.2	1.2	10.5	1.9
		Maximum	% poids	21.9	3.1	19.2*	3.6	18.9*	3.0
			% cycle	52.4	1.2	52.8	1.5	52.9	2.0
	YI NORMAL	1 ^{er} maximum	% poids	116.6	6.2	112.8*	6.4	111.5*	4.8
			% cycle	13.6	1.4	14.5*	1.3	14.7*	1.8
		Minimum	% poids	75.6	6.2	80.4*	7.8	80.7*	6.8
			% cycle	28.7	2.2	28.7	2.6	28.1	3.2
		2 ^{ème} maximum	% poids	116.5	5.9	111.8*	4.8	112.3*	4.0
			% cycle	47.5	1.3	47.2	1.5	47.5	1.5
	ZI MEDIOLATERAL	1 ^{er} maximum	% poids	5.2	0.9	-10.7*	1.8	16.0*	2.6
			% cycle	13.8	3.3	5.5*	2.5	14.2	2.6
		Minimum	% poids	2.3	0.7	-5.0*	1.5	10.7*	1.7
			% cycle	31.5	2.2	28.5	6.8	30.0	2.1
		2 ^{ème} maximum	% poids	4.2	1.0	-7.4*	1.7	15.1*	2.5
			% cycle	44.7	2.7	45.8	6.9	46.9	1.6

Tableau D-13 : Pics des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans les repères Rsituation et R global pendant la marche à plat et en dévers des sujets asymptotiques (* indique les différences significatives avec le plat avec p<0.05)

D.4.2. ADAPTATIONS CINEMATQUES ET DYNAMIQUES

D.4.2.1. PLAN FRONTAL

D.4.2.1.1. COURBES

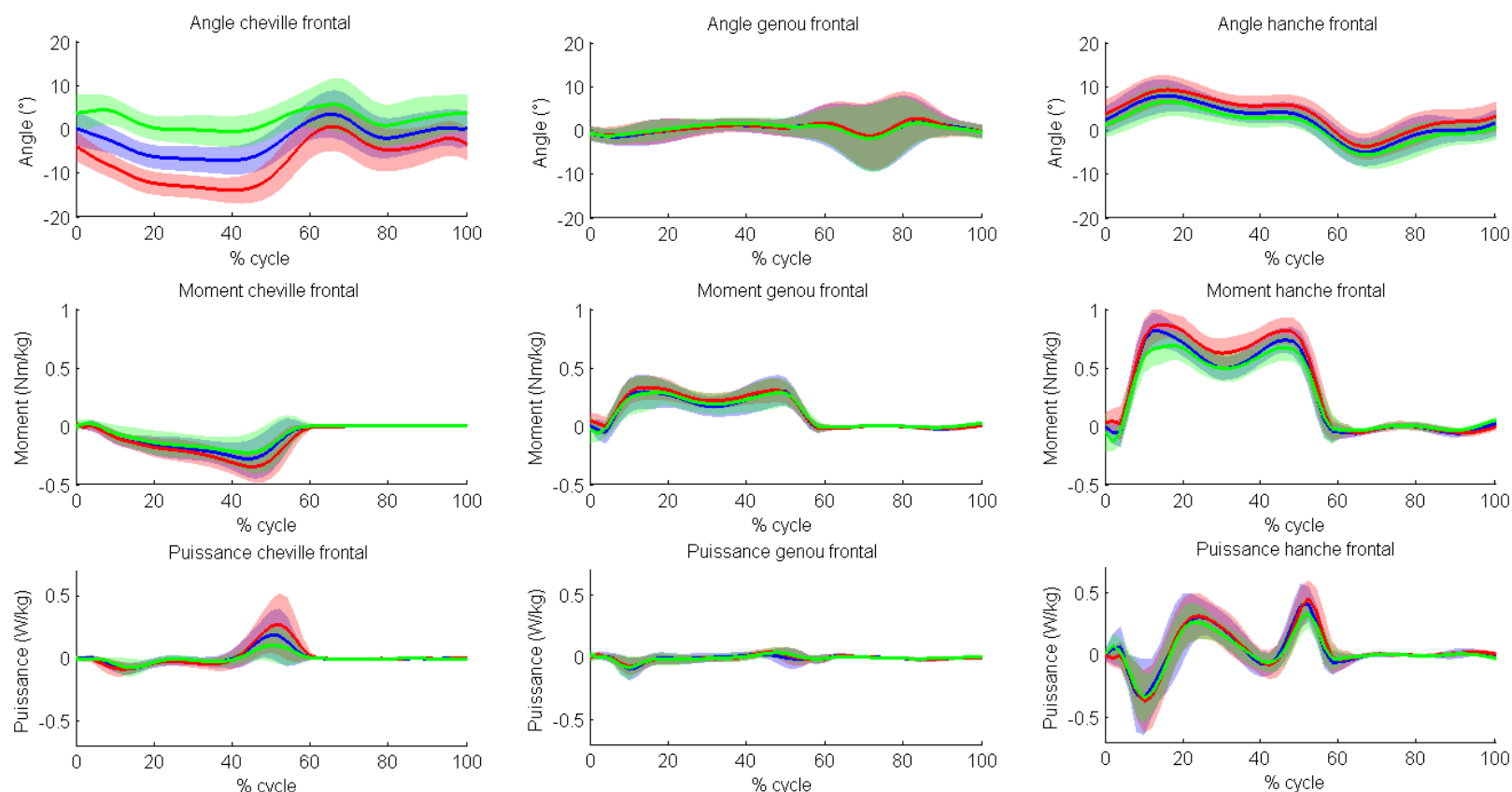


Figure D-7 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan frontal des articulations du membre inférieur gauche des sujets asymptomatiques en déviers amont (rouge), en déviers aval (vert), et à plat (en bleu)

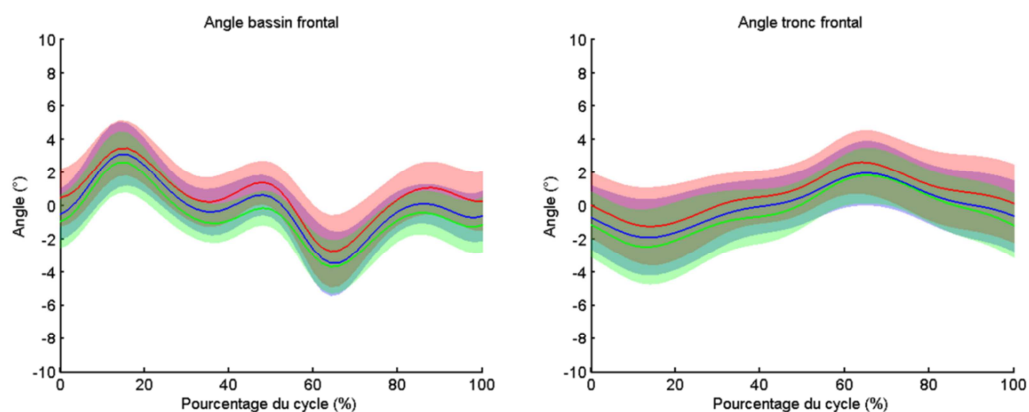


Figure D-8 : Corridors des angles dans le plan frontal du bassin et du tronc des sujets asymptomatiques en dévers amont (rouge), en dévers aval (vert), et à plat (en bleu)

D.4.2.1.2. TABLEAU DE VALEURS

ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	Plat		Amont		Aval		
				moy	std	moy	std	moy	std	
CHEVILLE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	0.1	3.9	-3.9	3.3	3.6	4.1	
		Amplitude en phase d'appui	°	10.9	4.4	14.4	3.9	7.7	4.4	
		Pic en phase d'appui	°	-7.8	3.1	-14.4	3.1	-1.1	3.5	
			% cycle	33.4	8.6	38.4	7.2	32.8	9.7	
	Moment	Pic en phase d'appui	Nm/kg	-0.30	0.17	-0.36	0.12	-0.27	0.14	
			% cycle	41.9	7.9	44.7	2.7	36.8	12.6	
	Puissance	Maximum en fin de phase d'appui	W/kg	0.25	0.19	0.34	0.22	0.15	0.13	
			% cycle	48.9	5.2	50.2	2.6	48.9	3.6	
GENOU	Angle	Amplitude en appui unipodal	°	3.0	1.2	2.6	1.0	2.9	1.0	
	Moment	Maximum en début de phase d'appui	Nm/kg	0.32	0.13	0.36	0.10	0.31	0.12	
			% cycle	14.9	4.6	15.2	4.0	16.4	5.3	
		Maximum en fin de phase d'appui	Nm/kg	0.31	0.12	0.32	0.08	0.30	0.11	
			% cycle	46.9	4.9	44.1	7.0	45.6	6.1	
	FEMUR	Angle	Valeur à 30% (appui unipodal)	°	-4.4	2.2	-5.6	2.0	-3.6	2.1
HANCHE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	2.2	3.0	3.6	3.1	1.0	2.7	
		Amplitude en phase d'appui	°	5.3	3.0	4.9	2.9	4.9	2.4	
		Valeur moyenne en phase d'appui	°	5.3	2.3	6.8	2.2	4.1	2.3	
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.86	0.12	0.93	0.11	0.75	0.11	
			% cycle	21.6	14.6	24.1	15.1	24.9	14.4	
	BASSIN	Angle	Pic en phase d'appui	°	3.2	1.9	3.5	1.6	2.7	1.7
% cycle				15.1	2.3	15.2	2.2	14.8	2.1	
Pic en phase oscillante			°	-3.6	1.9	-2.8	2.1	-3.8	1.6	
			% cycle	65.3	2.1	64.7	1.9	65.2	2.3	
Amplitude sur tout le cycle			°	6.9	2.7	6.6	2.3	6.7	2.2	
TRONC			Angle	Amplitude sur tout le cycle	°	4.4	2.1	4.5	2	5

Tableau D-14 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal des sujets asymptomatiques calculés à plat, en amont et en aval

D.4.2.2. PLAN SAGITTAL

D.4.2.2.1. COURBES

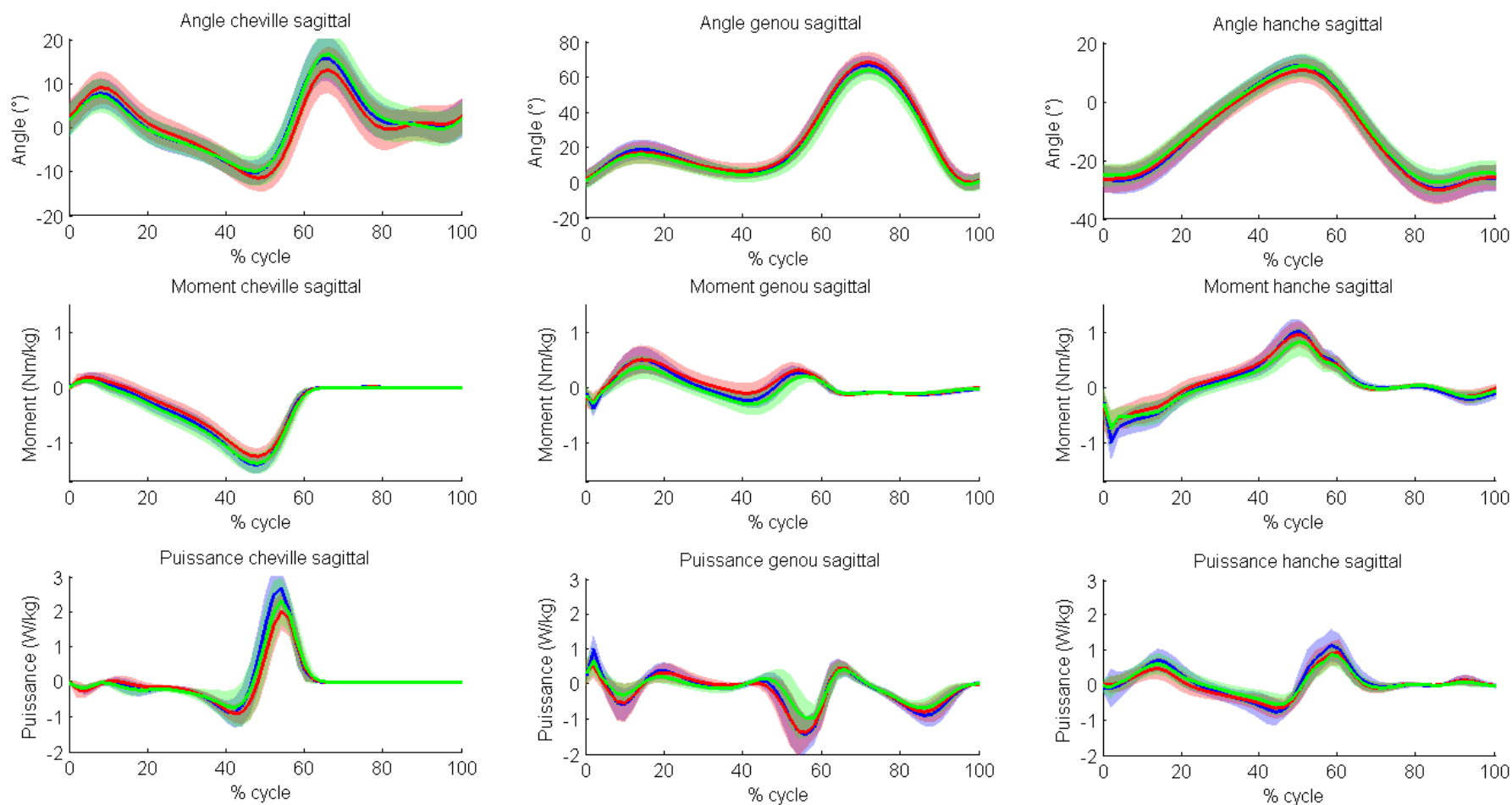


Figure D-9 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan sagittal des articulations du membre inférieur gauche des sujets asymptomatiques en dévers amont (rouge), en dévers aval (vert), et à plat (en bleu)

D.4.2.2.2. TABLEAU DE VALEURS

ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	Plat		Amont		Aval	
				moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Minimum de dorsiflexion en phase d'appui	°	-10.7	2.6	-11.8	2.8	-10.6	2.6
			% cycle	46.4	2.5	48.2	1.9	46.7	4.2
	Angle	Maximum de plantiflexion en fin d'appui	°	16.0	4.8	13.4	4.8	17.3	4.6
			% cycle	65.1	1.6	65.5	1.6	65.4	1.9
	Puissance	Maximum en fin d'appui	W/kg	2.83	0.46	2.17	0.43	2.56	0.50
			% cycle	53.7	1.6	54.2	1.5	53.9	1.9
GENOU	Angle	Flexion maximale en phase d'appui	°	18.9	5.5	17.2	6.1	16.0	5.1
			% cycle	14.1	1.5	14.4	1.6	14.0	1.5
		Flexion maximale en phase oscillante	°	66.8	4.9	68.1	5.8	63.9	5.3
			% cycle	71.3	1.4	71.6	1.2	71.6	1.6
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.51	0.23	0.53	0.25	0.39	0.19
			% cycle	13.4	3.7	18.8	11.6	15.8	9.4
HANCHE	Angle	Valeur de flexion à 0% (attaque du pas)	°	-26.5	4.4	-26.4	4.5	-25.1	3.8
		Maximum d'extension en fin d'appui	°	12.3	3.5	10.6	4.0	12.1	3.9
			% cycle	50.1	1.5	50.7	1.7	50.9	1.7
		Maximum de flexion en phase oscillante	°	-29.9	4.6	-30.4	4.6	-27.8	4.2
			% cycle	86.9	5.1	86.5	3.8	86.7	5.2

Tableau D–15 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal des sujets asymptomatiques calculés à plat, en amont et en aval

ANNEXE E BASE DE DONNEES DE SUJETS AMPUTES - COMPLEMENT

E.1. LOCOMOTION SUR SOL PLAN HORIZONTAL

E.1.1. SUJETS AMPUTES TRANSTIBIAUX (TT)

E.1.1.1. RESULTANTE DU TORSEUR DES EFFORTS DE REACTION DU SOL (TT)

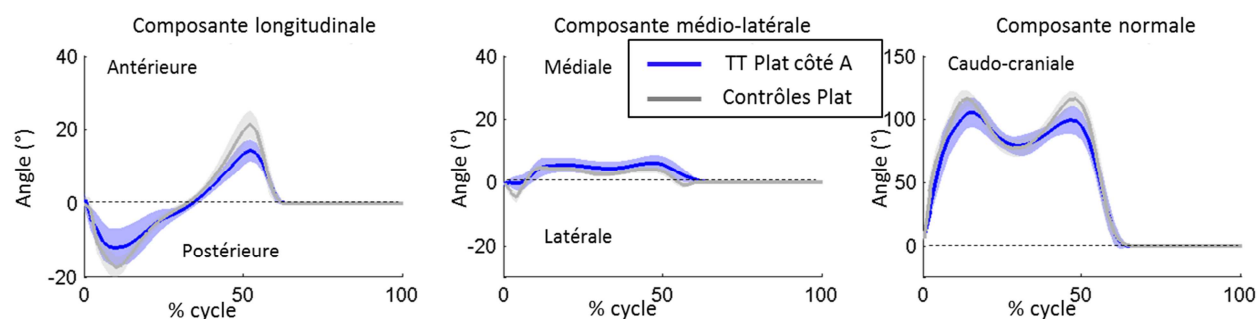


Figure E-1 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur le membre appareillé des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

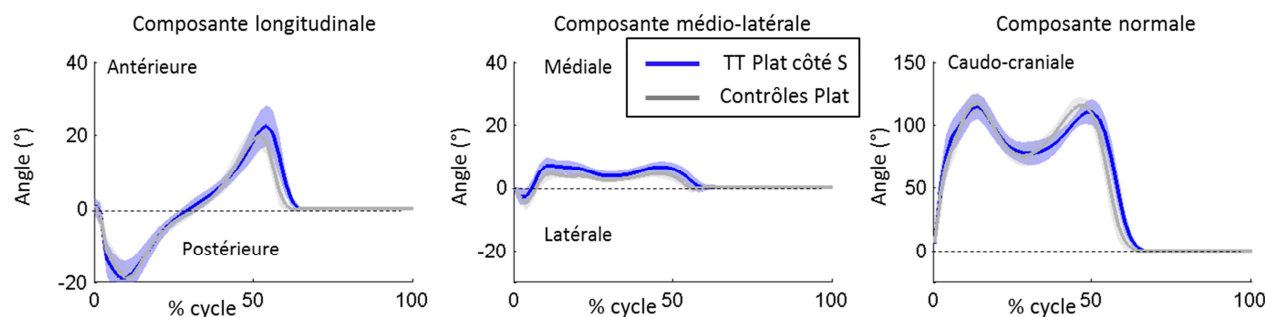


Figure E-2 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur le membre controlatéral des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

E.1.1.2. PLAN SAGITTAL (TT)

E.1.1.2.1. COTE AMPUTE (TT)

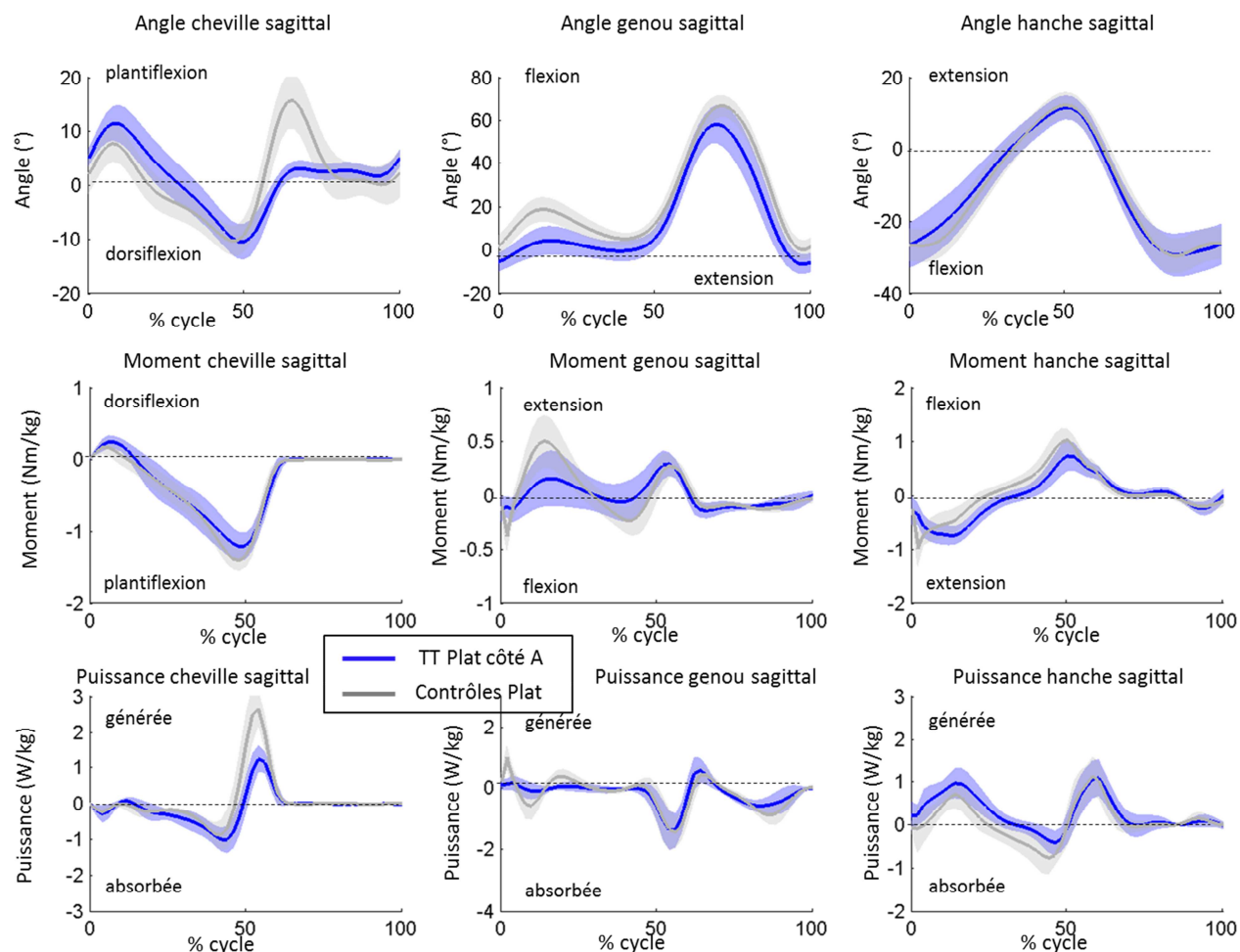


Figure E-3 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan sagittal des articulations du membre appareillé des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.

E.1.1.2.2. COTE SAIN (TT)

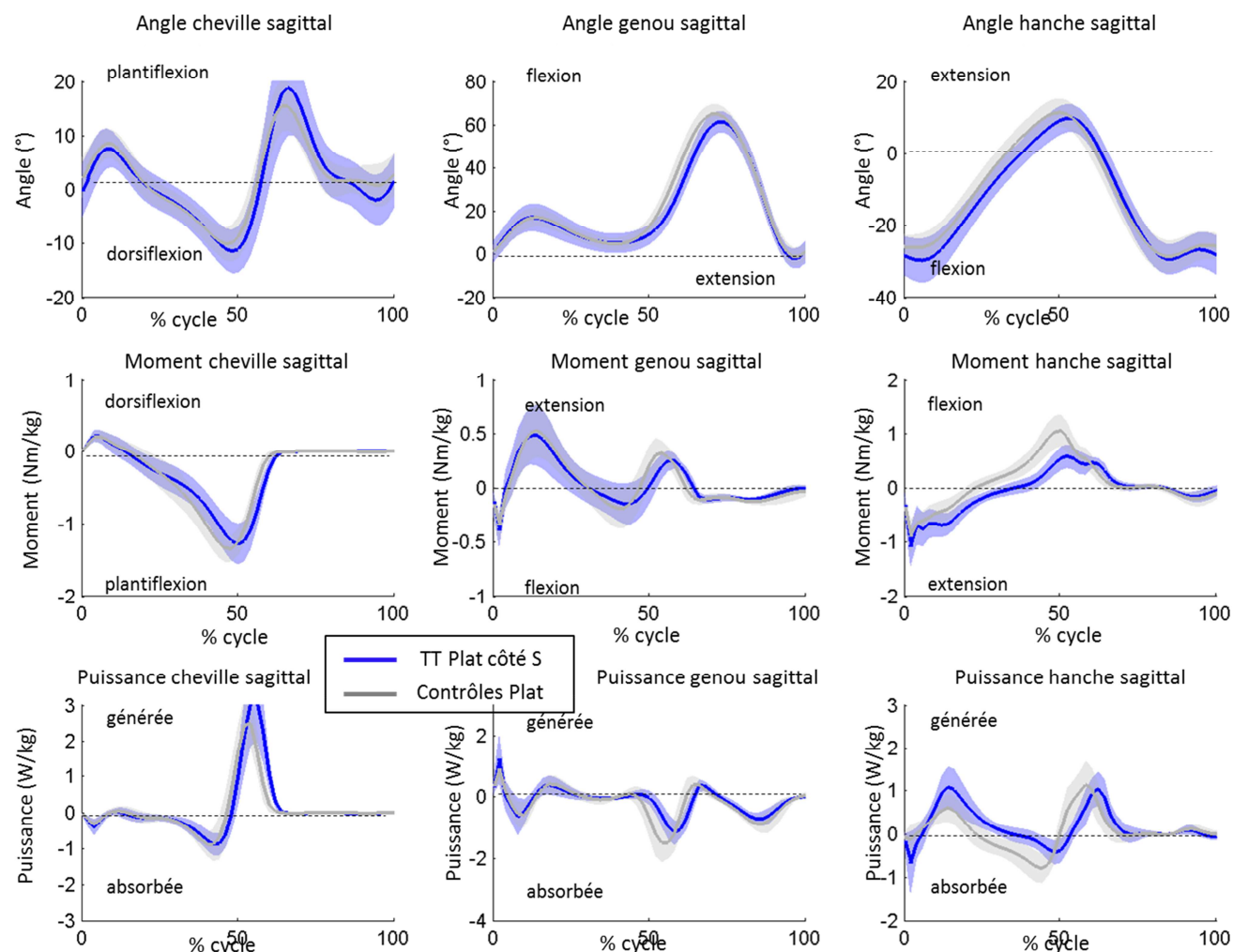


Figure E-4 : Corridors des angles, moments et puissances dans **le plan sagittal des articulations du membre controlatéral** des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.

E.1.1.3. PLAN FRONTAL (TT)

E.1.1.3.1. COTE AMPUTE (TT)

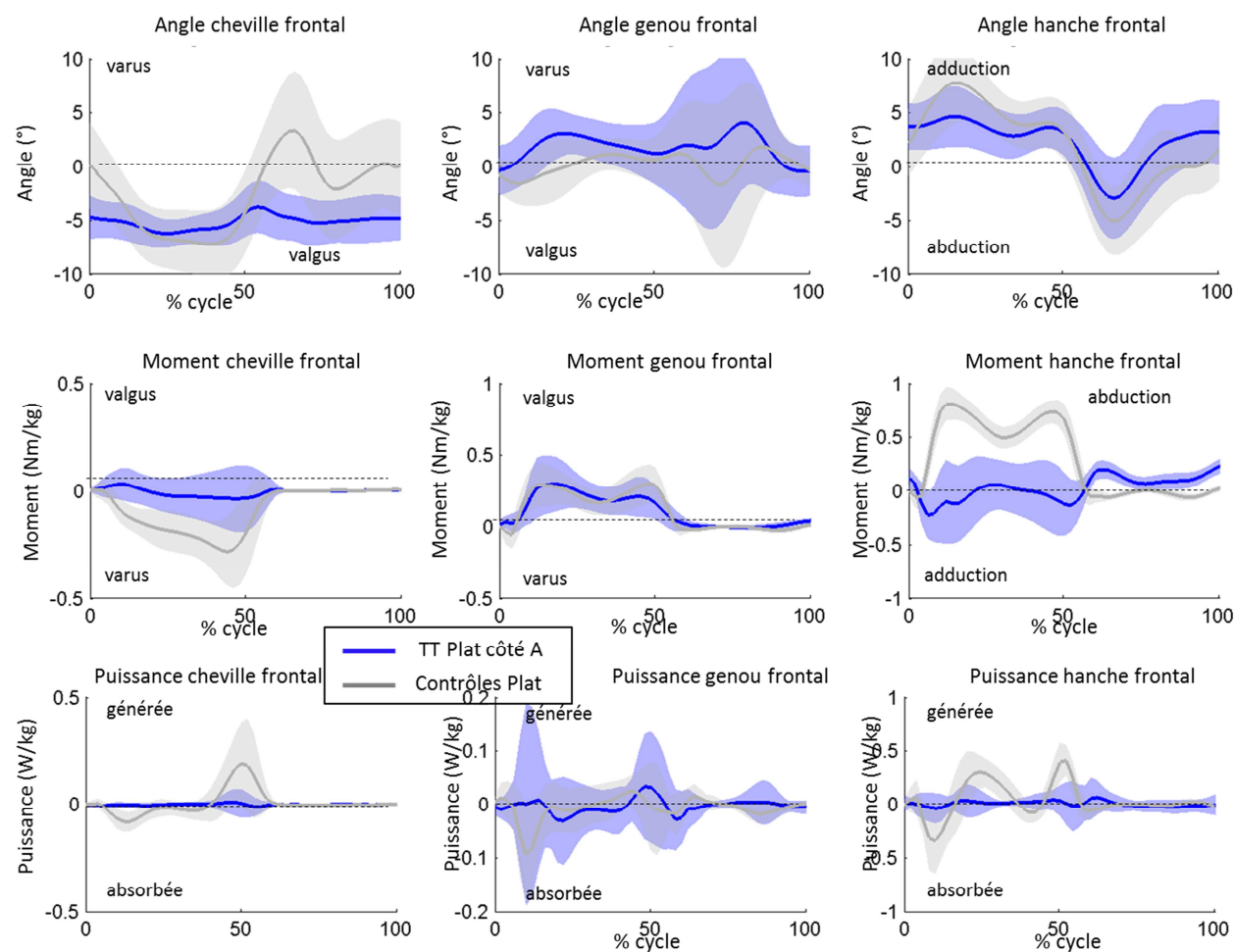


Figure E-5 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan frontal des articulations du membre appareillé des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.

E.1.1.3.2.

COTE SAIN (TT)

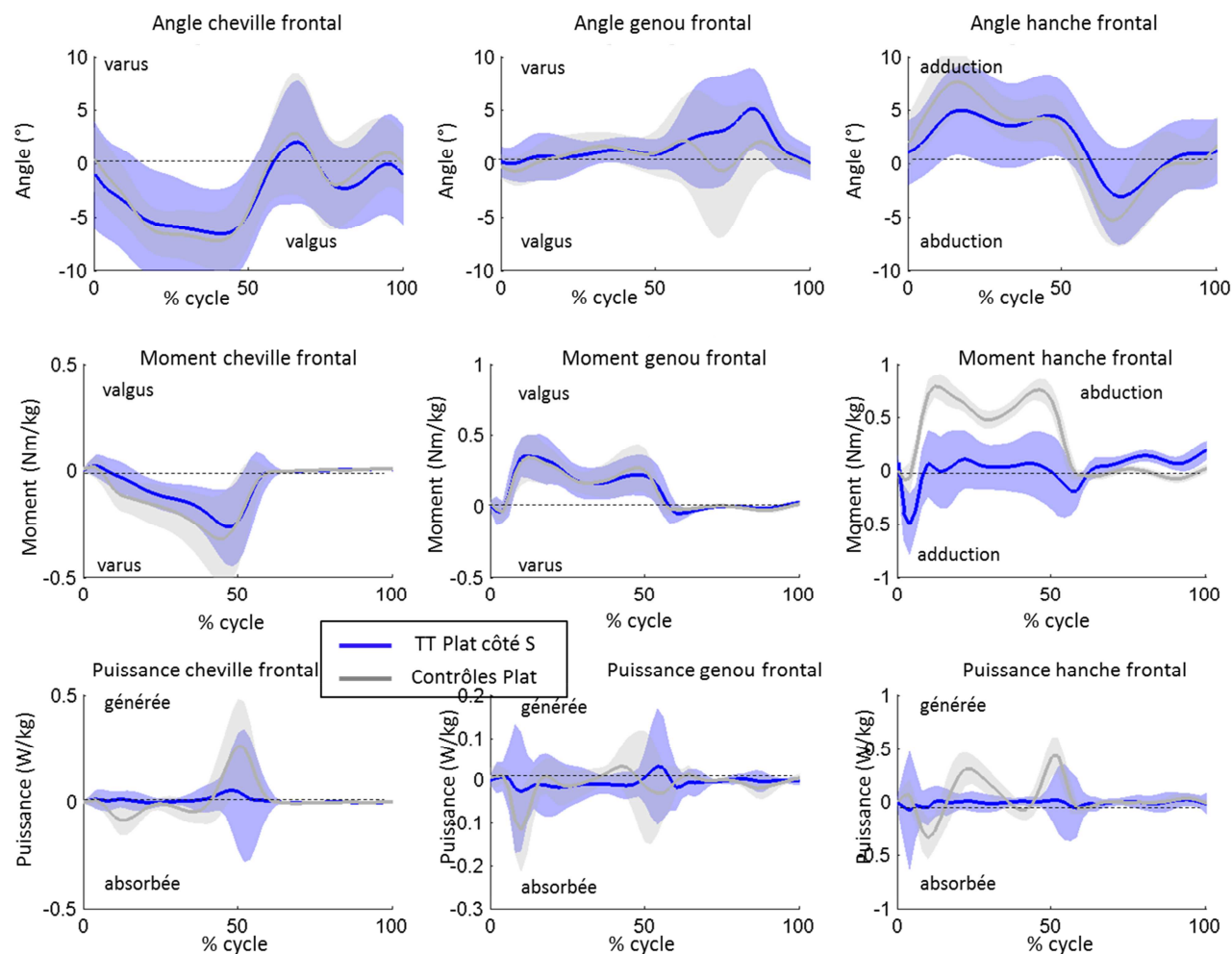


Figure E-6 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan frontal des articulations du membre controlatéral des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

E.1.1.4. CINEMATIQUE DU BASSIN ET DU TRONC (TT)

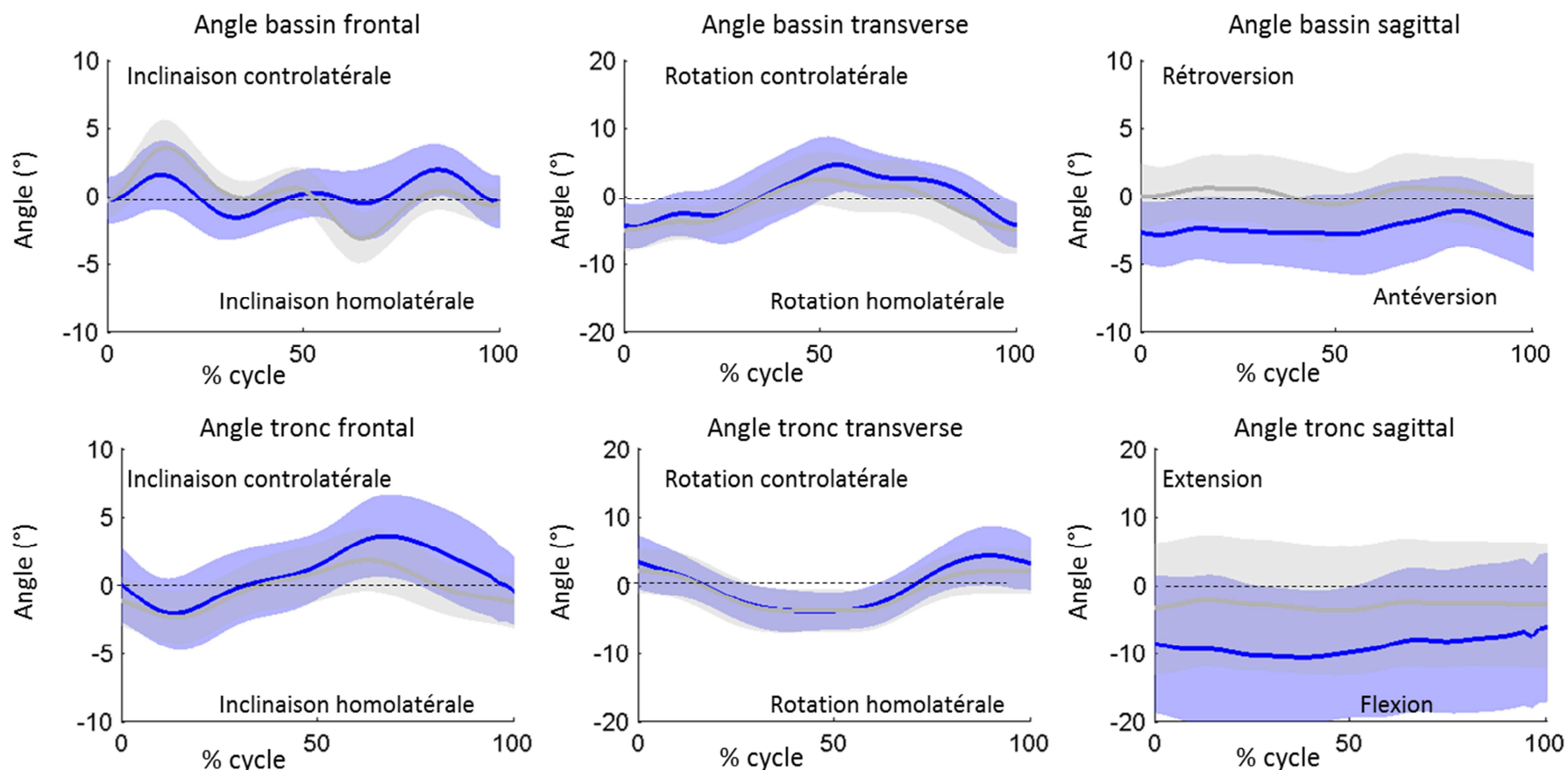


Figure E-7 : Corridors des angles dans les trois plans de l'espace du tronc et du bassin sur le cycle prothétique des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.

E.1.2. SUJETS AMPUTES TRANSFEMORAUX (TF)

E.1.2.1. RESULTANTE DU TORSEUR DES EFFORTS DE REACTION DU SOL (TF)

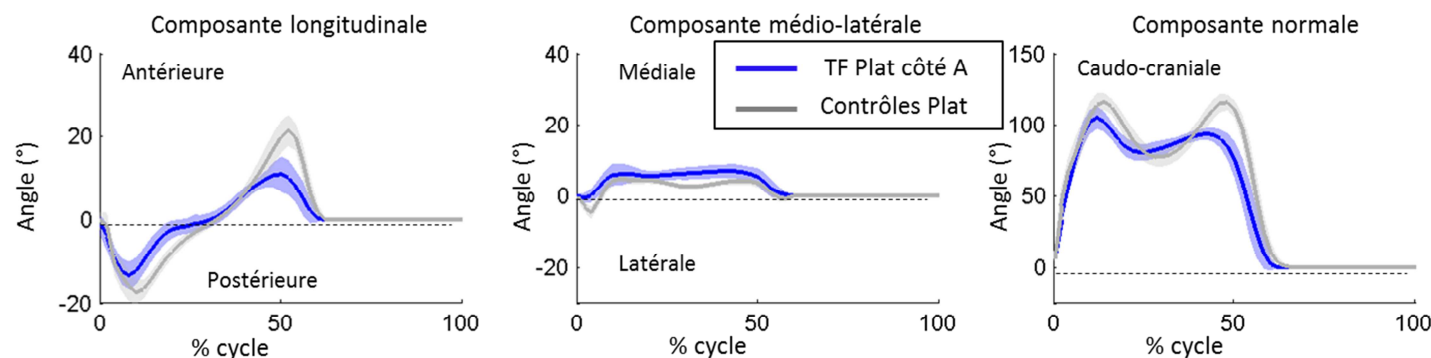


Figure E-8 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur le membre appareillé des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

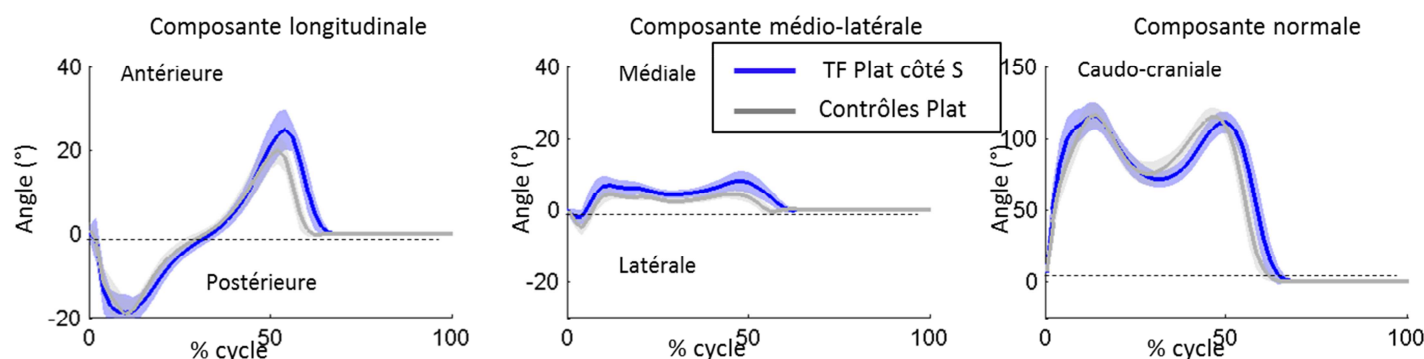


Figure E-9 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur le membre controlatéral des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

E.1.2.2. PLAN SAGITTAL (TF)

E.1.2.2.1. COTE AMPUTE (TF)

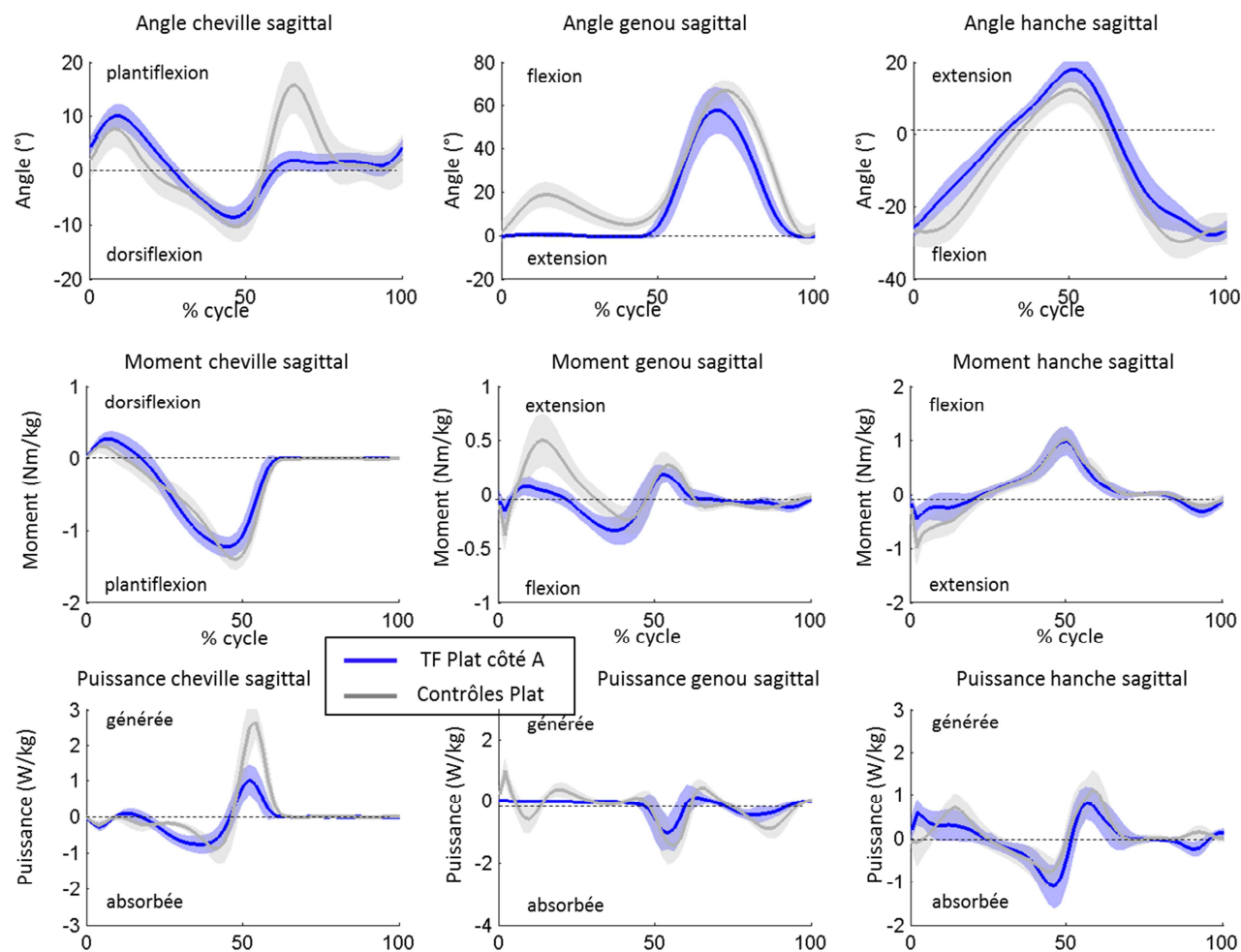


Figure E-10 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan sagittal des articulations du membre appareillé des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

E.1.2.2.2. COTE SAIN (TF)

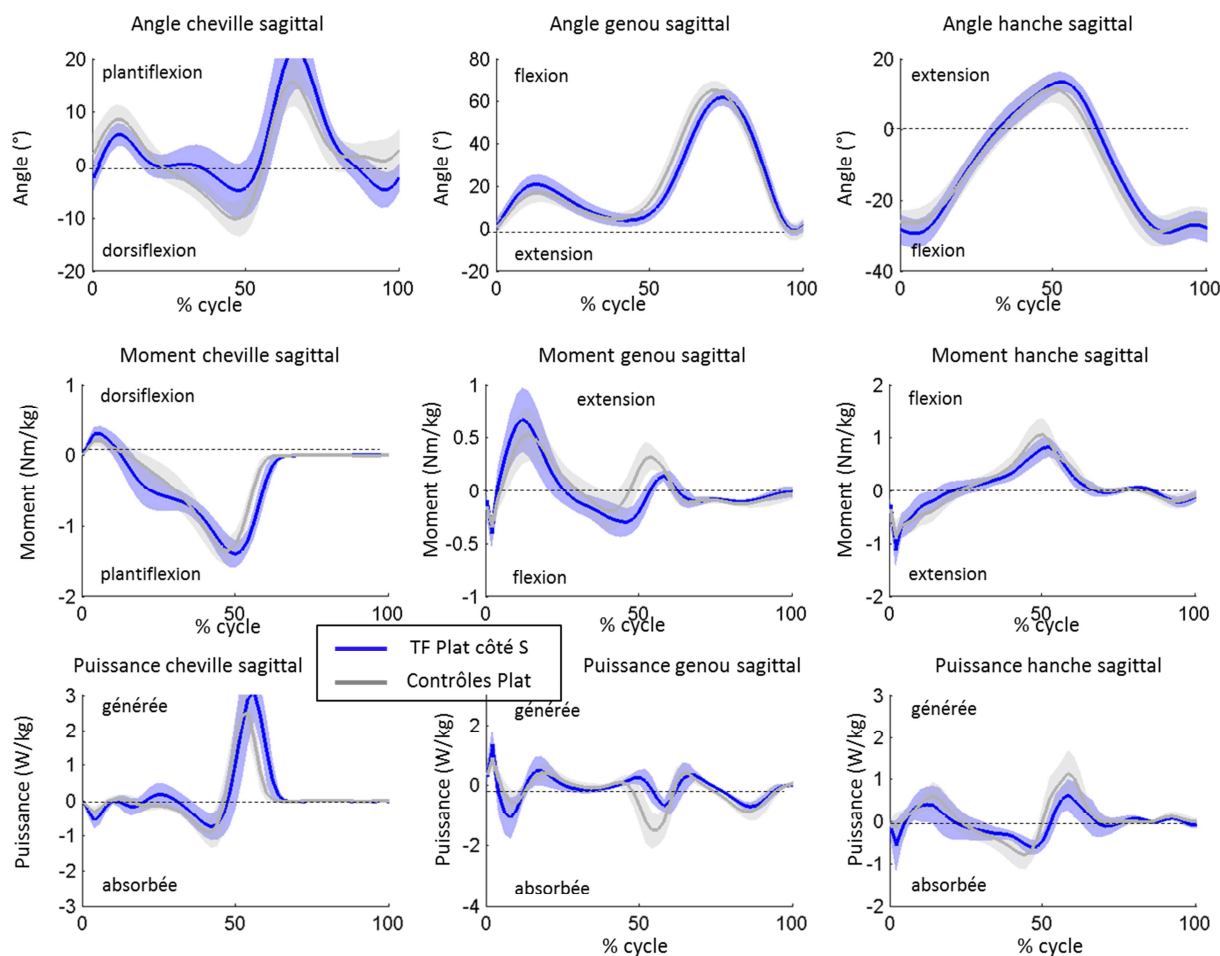


Figure E-11 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan sagittal des articulations du membre controlatéral des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.

E.1.2.3. PLAN FRONTAL (TF)

E.1.2.3.1. COTE AMPUTE (TF)

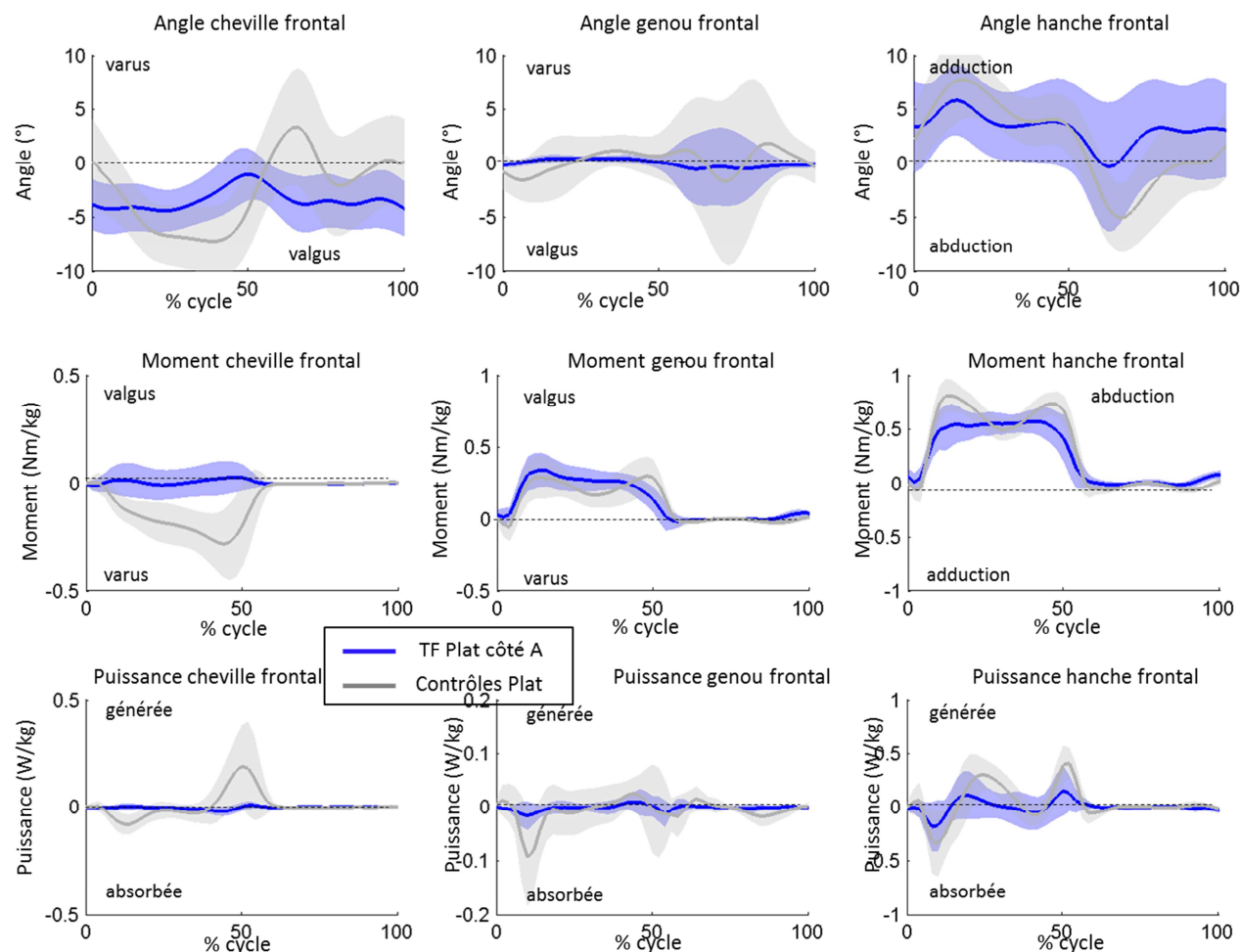


Figure E-12 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan frontal des articulations du membre appareillé des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

E.1.2.3.2. COTE SAIN (TF)

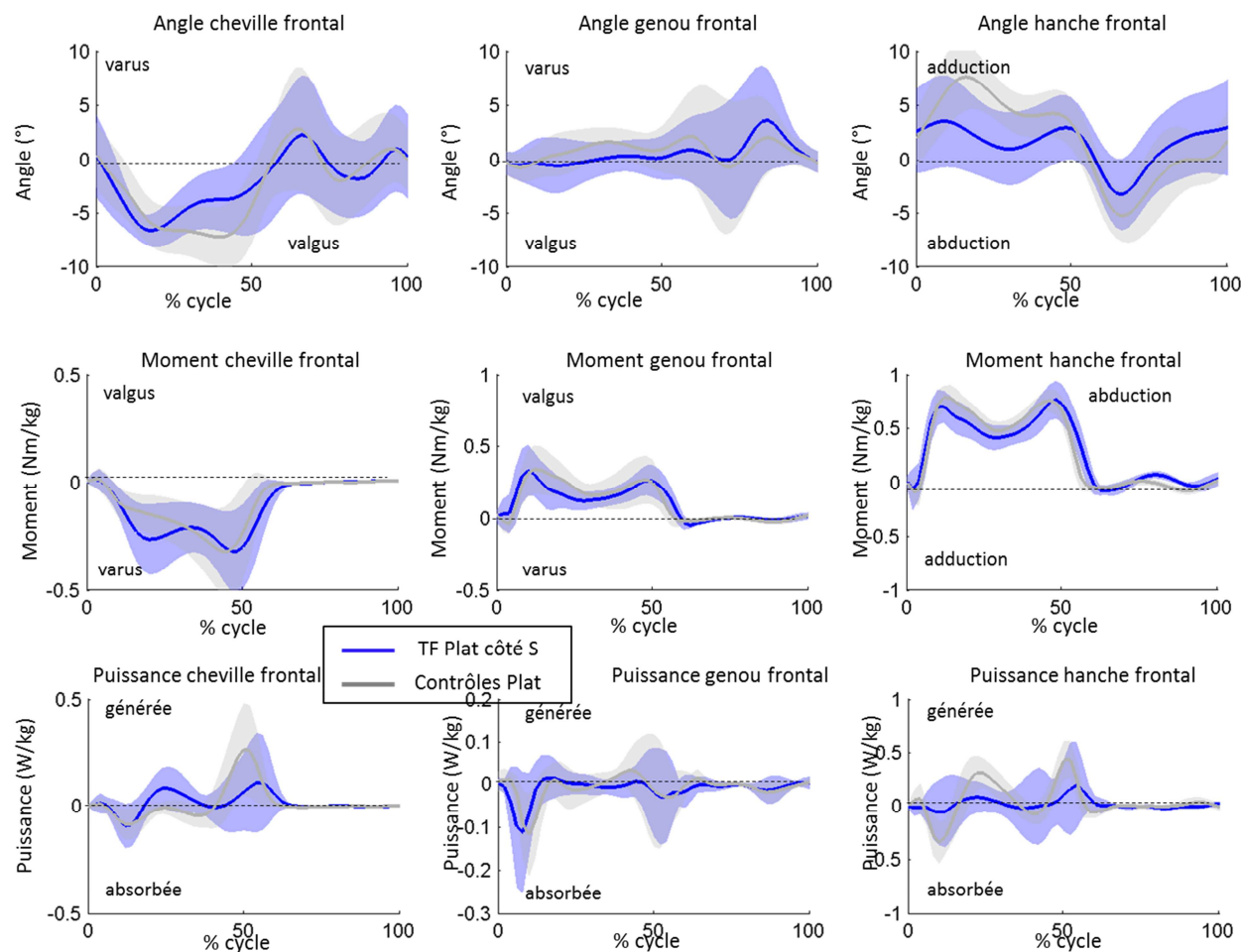


Figure E-13 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan frontal des articulations du membre controlatéral des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.

E.1.2.4. CINEMATIQUE DU BASSIN ET TRONC (TF)

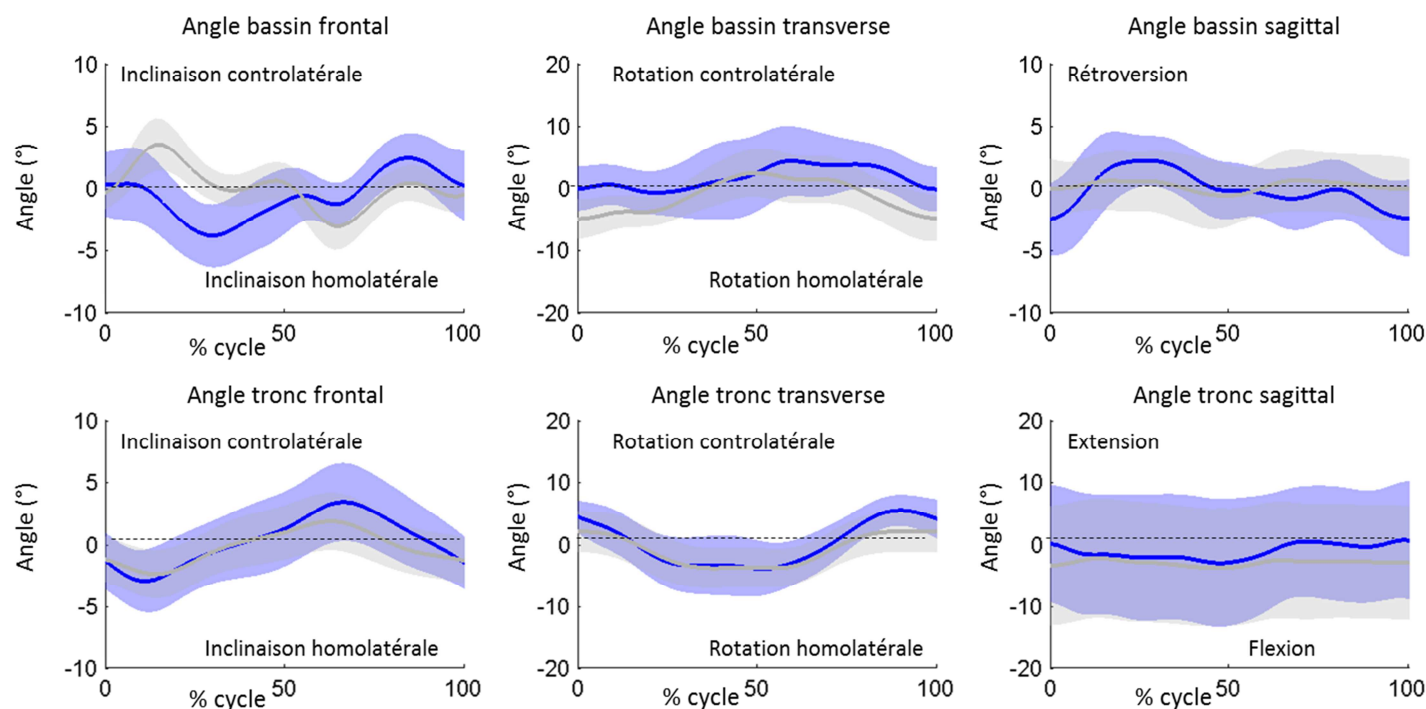
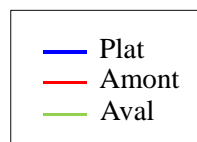


Figure E-14 : Corridors des angles dans les trois plans de l'espace du tronc et du bassin sur le cycle prothétique des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.

E.2. LOCOMOTION EN DEVERS

Pour toutes les courbes représentées dans cette partie de l'annexe, la même légende de couleur a été utilisée pour représenter les courbes du plat et du dévers :



E.2.1. RESULTATS DE L'ETUDE DE LA MARCHÉ DES SUJETS AMPUTES EN DEVERS QUAND LE PIED PROTHETIQUE EST EN AMONT

E.2.1.1. RESULTANTE DU TORSEUR DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

Les figures ci-dessous présentent les courbes des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère $R_{\text{situation}}$ (Figure E-16) et dans le repère R_{global} (Figure E-15).

Les conventions dans ces graphes sont comme présenté Partie I – Chapitre II – Paragraphe 4.4.2. pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le caudo-crâniale (+), vers le crânio-caudale (-).

Lorsque les paramètres calculés à partir des courbes présentaient une différence significative entre le plat et la condition (amont pour le pied prothétique et aval pour le pied sain) une étoile est indiquée pour le paramètre correspondant (sur la courbe pour les valeurs des efforts, près de l'axe des abscisses quand le pic est atteint à un moment du cycle significativement différent du plat).

Les valeurs des paramètres sont présentées dans le Tableau E-1, Tableau E-2.

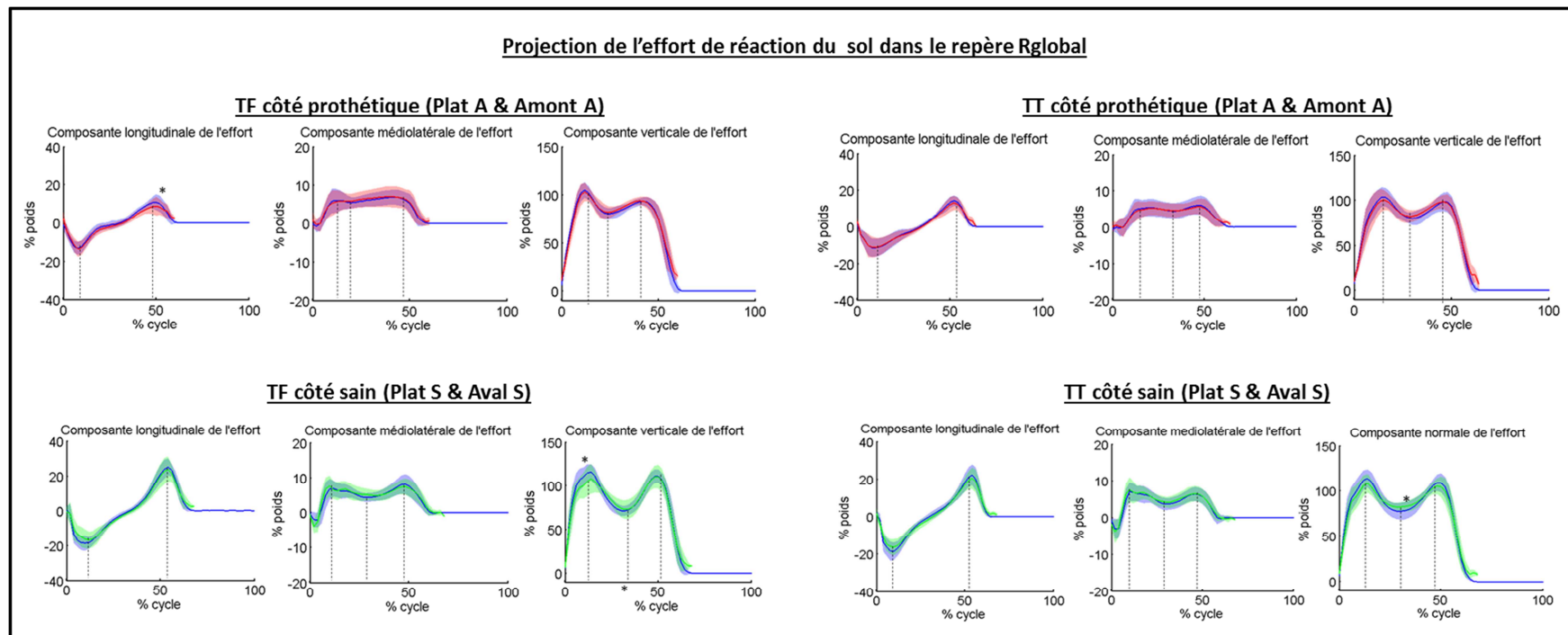
E.2.1.1.1. COMPOSANTES DE L'EFFORT DE REACTION DU SOL DANS LE REPERE R_{GLOBAL} 

Figure E-15 : Projection des corridors de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère R_{global} à plat (en bleu), en amont côté prothétique (amontA) (en rouge) et en aval côté sain (avalS) (en vert). * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).

	AXE	PARAMETRE	UNITE	TF côté prothétique				TT côté prothétique				TF côté sain				TT côté sain			
				TF Plat A		TF amont A		TT Plat A		TT amont A		TF plat S		TF aval S		TT plat S		TT aval S	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
REPERE GLOBAL	XI LONGITUDINAL	Minimum	% poids	-14	3	-14	4	-13	5	-13	6	-20	4	-18	5	-19	5	-17	4
			% cycle	8	1	8	1	12	4	12	5	9	3	10	3	8	2	9	2
		Maximum	% poids	12	3	10*	4	14	2	14	3	26	4	24	7	23	5	21	5
			% cycle	50	3	51	4	52	1	53	2	55	2	55	2	54	1	54	2
	YI VERTICAL	1 ^{er} maximum	% poids	105	7	105	7	109	9	107	10	120	9	113*	15	115	10	112	10
			% cycle	13	2	13	3	15	3	15	3	12	3	14	5	13	2	13	2
		Minimum	% poids	78	5	79	5	78	6	80	7	70	6	73	10	76	9	81*	5
			% cycle	24	3	25	5	29	3	28	4	31	3	33*	2	29	4	29	4
		2 ^{ème} maximum	% poids	94	4	95	4	100	10	100	8	113	8	114	13	111	9	109	7
			% cycle	42	3	41	3	46	4	45	4	49	2	49	2	49	2	48	2
	ZI MEDIO-LATERAL	1 ^{er} maximum	% poids	7	2	7	2	6	3	6	2	8	2	8	3	8	2	8	3
			% cycle	20	9	18	11	21	6	22	5	12	3	13	6	14	3	13	4
		Minimum	% poids	5	1	6	2	4	2	4	2	4	1	4	2	3	2	4	1
			% cycle	24	6	22	3	31	6	31	6	29	5	29	5	31	4	31	4
		2 ^{ème} maximum	% poids	7	2	8	3	6	2	6	2	8	3	8	2	7	2	7	2
			% cycle	41	6	42	5	46	5	45	5	48	2	47	3	45	4	45	4

Tableau E-1 : Composantes de l'effort de réaction du sol dans le repère Rglobal des sujets amputés à plat et en dévers, p<0.001 **, p<0.01 *

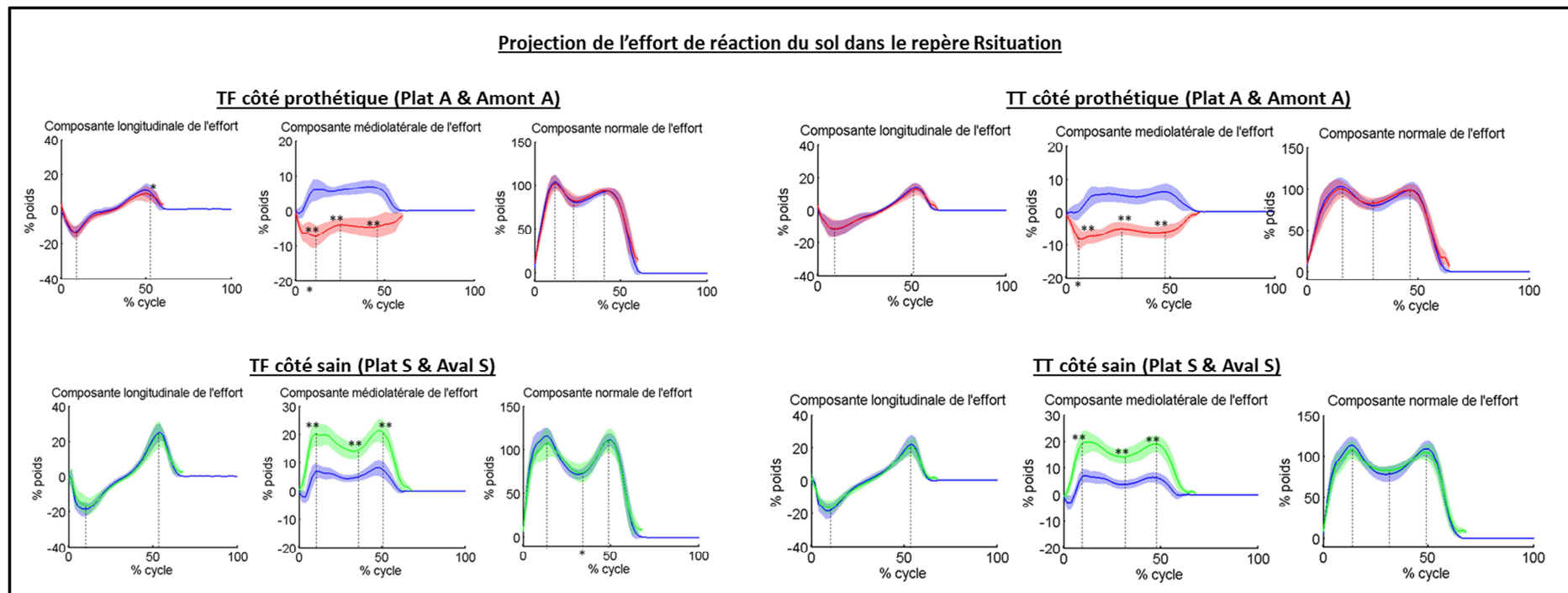
E.2.1.1.2. COMPOSANTES DE L'EFFORT DE REACTION DU SOL DANS LE REPERE $R_{SITUATION}$ 

Figure E-16 : Projection des corridors de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère $R_{situation}$ à plat (en bleu), en amont côté prothétique (amontA) (en rouge) et en aval côté sain (avalS) (en vert). * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).

			TF côté prothétique				TT côté prothétique				TF côté sain				TT côté sain				
			TF Plat A		TF amont A		TT Plat A		TT amont A		TF plat S		TF aval S		TT plat S		TT aval S		
AXE	PARAMETRE	UNITE	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	
REPÈRE SITUATION	Xo LONGITUDINAL	Minimum	% poids	-14	3	-14	4	-13	5	-13	6	-20	4	-18	5	-19	5	-17	4
			% cycle	8	1	8	1	12	4	12	5	9	3	10	3	8	2	9	2
		Maximum	% poids	12	3	10*	4	14	2	14	3	26	4	24	7	23	5	21	5
			% cycle	50	3	51	4	52	1	53	2	55	2	55	2	54	1	54	2
	Yo NORMAL	1 ^{er} maximum	% poids	105	7	105	7	109	9	106	10	120	9	112	15	115	10	110	10
			% cycle	13	2	13	3	15	3	15	3	12	3	14	5	13	2	13	2
		Minimum	% poids	78	5	79	5	78	6	80	7	70	6	72	10	76	9	80	5
			% cycle	24	3	25	5	29	3	28	4	31	3	33*	2	29	4	29	5
		2 ^{ème} maximum	% poids	94	4	95	4	100	10	100	8	113	8	112	12	111	9	107	8
			% cycle	42	3	41	3	46	4	45	4	49	2	49	2	49	2	48	2
	Zo MEDIO-LATERAL	1 ^{er} maximum	% poids	7	2	-8**	3	6	3	-10**	3	8	2	21**	3	8	2	20**	4
			% cycle	20	9	9*	4	21	6	12*	5	12	3	13	4	14	3	13	3
		Minimum	% poids	5	1	-3**	2	4	2	-5**	2	4	1	14**	3	3	2	14**	3
			% cycle	24	6	28	6	31	6	27	3	29	5	32	4	31	4	30	4
		2 ^{ème} maximum	% poids	7	2	-6**	2	6	2	-7**	2	8	3	22**	4	7	2	19**	3
			% cycle	41	6	42	6	46	5	43	6	48	2	48	2	45	4	47	2

Tableau E-2 : Composantes de l'effort de réaction du sol des sujets amputés à plat et en dévers dans le repère Rsituation, p<0.001 **, p<0.01 *

E.2.1.2. ADAPTATIONS CINEMATQUES ET DYNAMIQUES : COURBES

E.2.1.2.1. SUJETS AMPUTES TRANSTIBIAUX (TT)

E.2.1.2.1.1. PLAN FRONTAL (TT)

E.2.1.2.1.1.1. Côté prothétique en amont (TT)

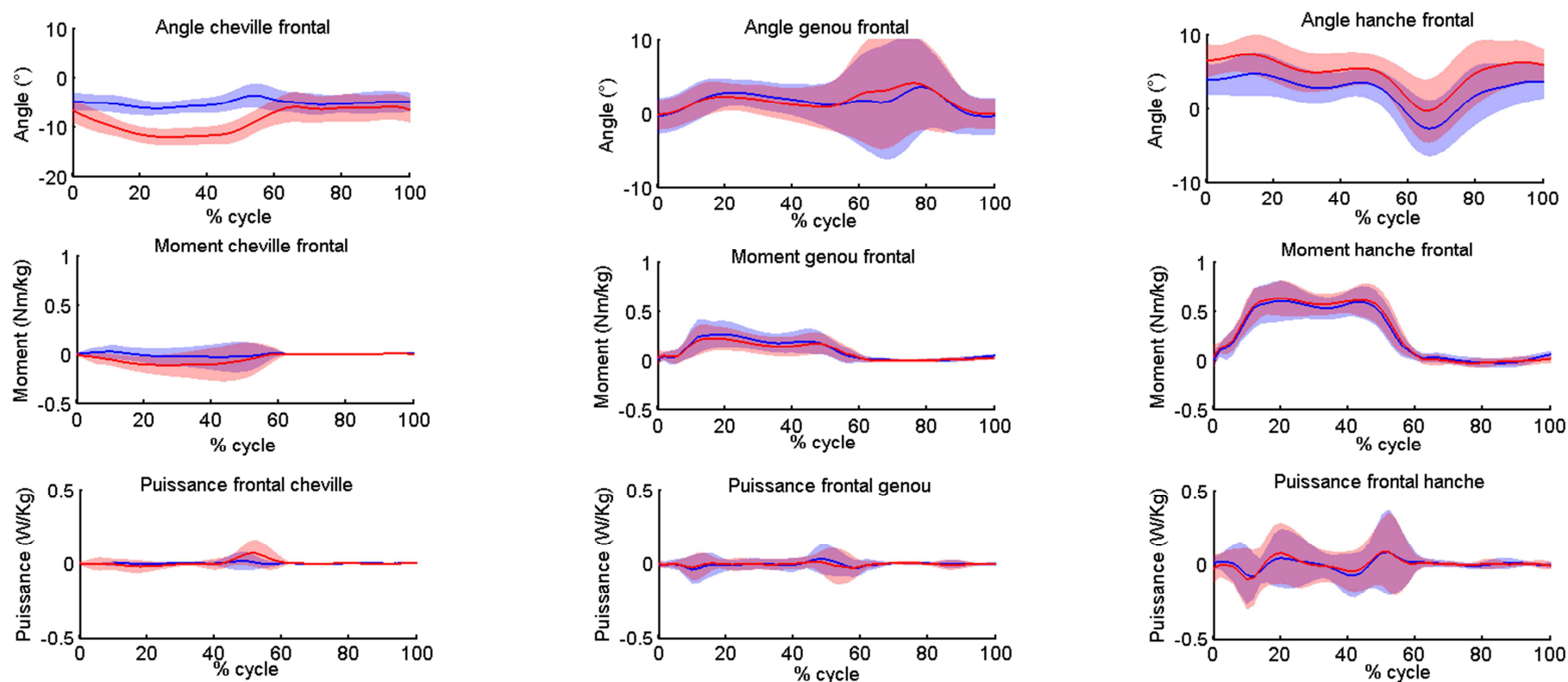


Figure E-17 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

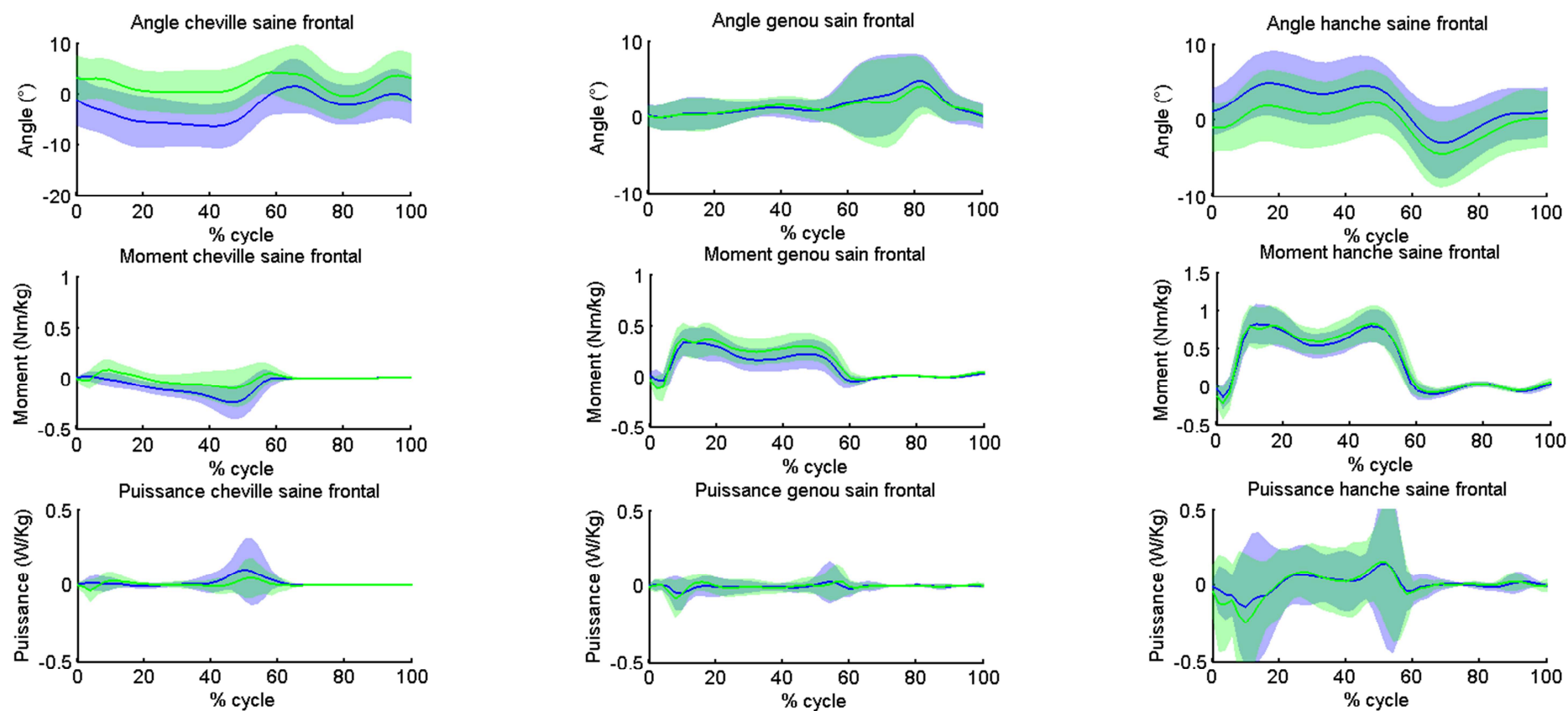
*E.2.1.2.1.1.2.**Côté sain en aval (TT)*

Figure E-18 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

E.2.1.2.1.1.3.

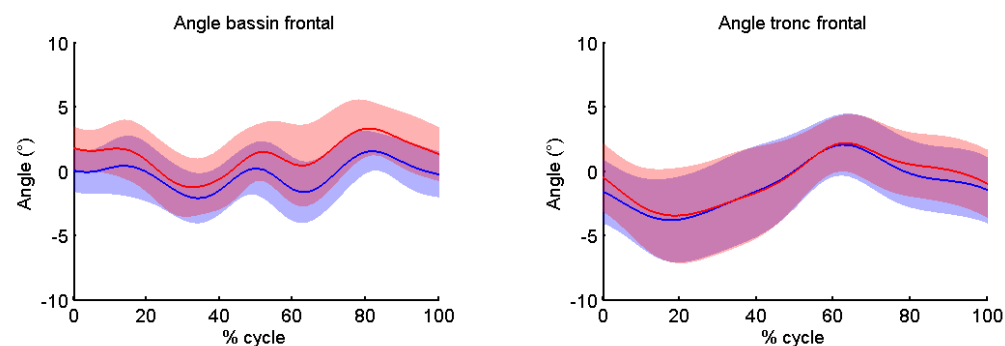
Bassin et tronc (TT)

Figure E-19 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

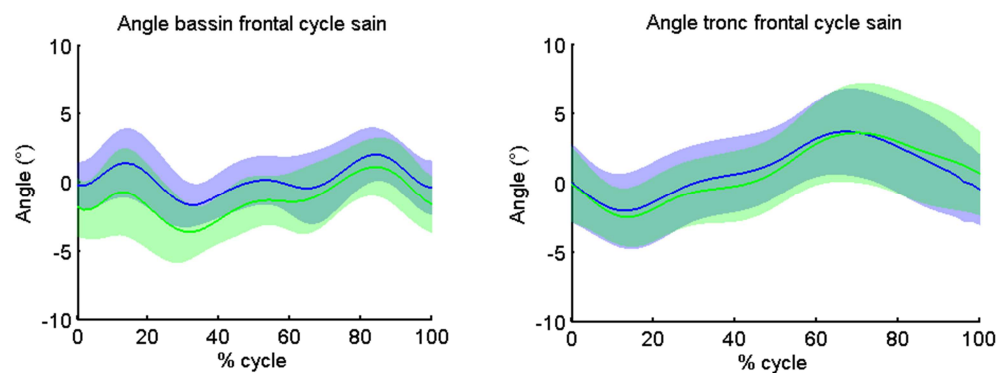


Figure E-20 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

E.2.1.2.1.2. PLAN SAGITTAL (TT)

E.2.1.2.1.2.1. Côté prothétique en amont (TT)

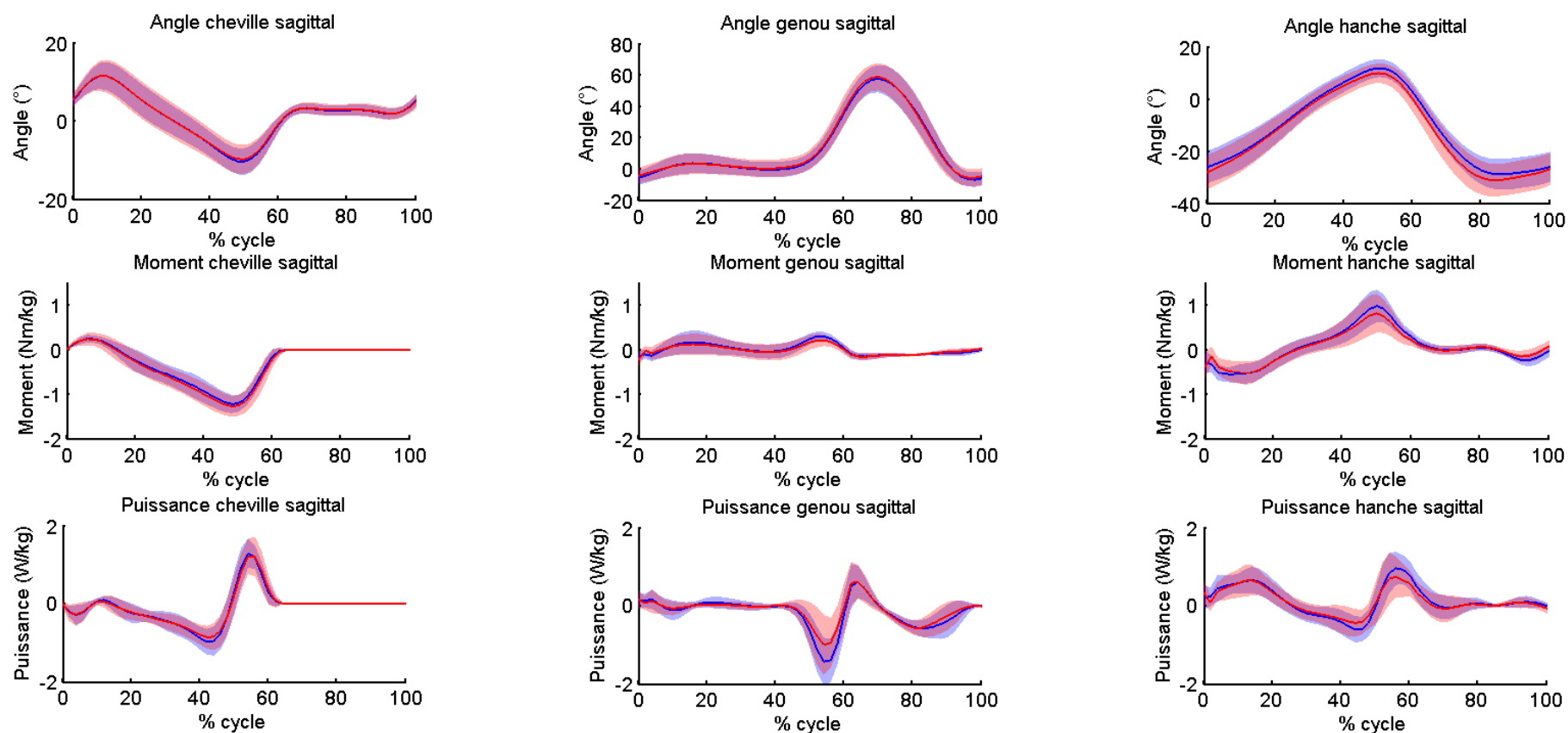


Figure E-21 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

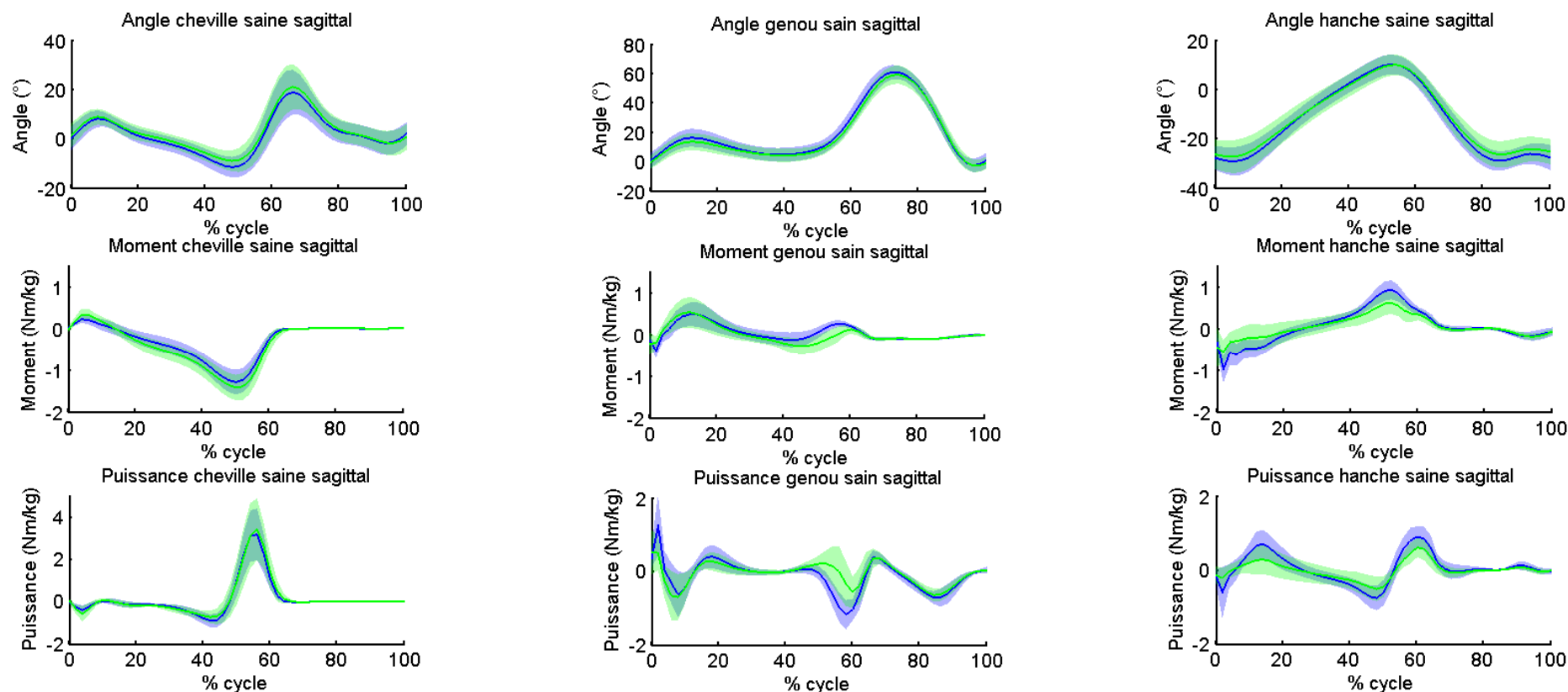
*E.2.1.2.1.2.2.**Côté sain en aval (TT)*

Figure E-22 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

E.2.1.2.2. SUJETS AMPUTES TRANSFEMORAUX (TF)

E.2.1.2.2.1. PLAN FRONTAL (TF)

E.2.1.2.2.1.1. Côté prothétique en amont (TF)

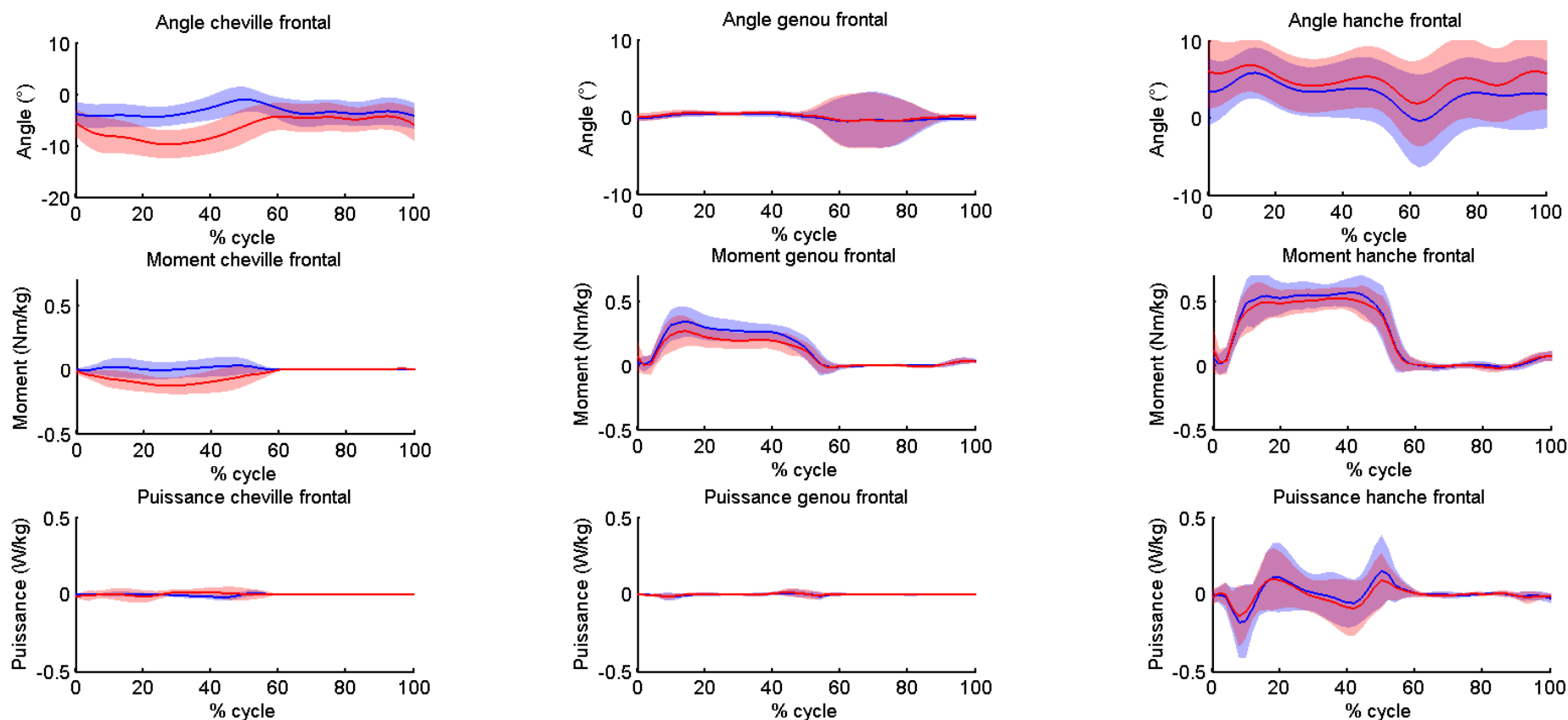


Figure E-23: Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

E.2.1.2.2.1.2. Côté sain en aval (TF)

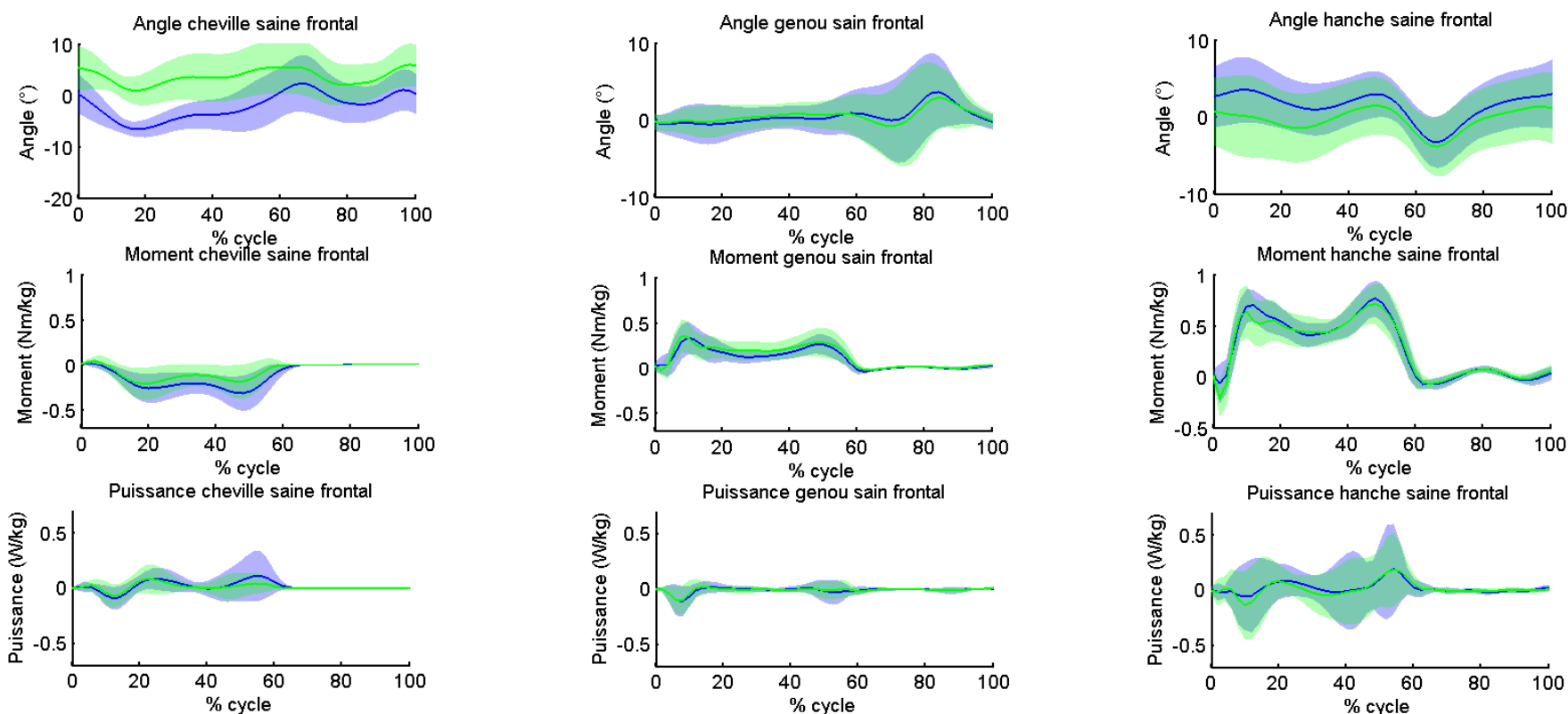


Figure E-24 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

E.2.1.2.2.1.3.

Bassin et tronc (TF)

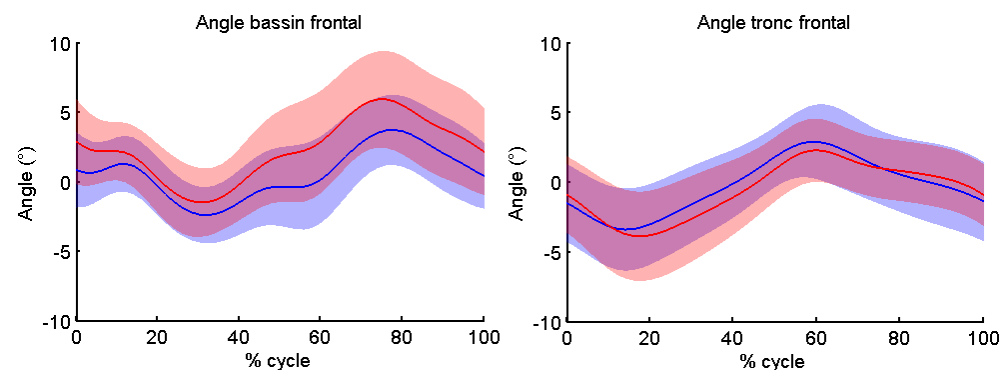


Figure E-25 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

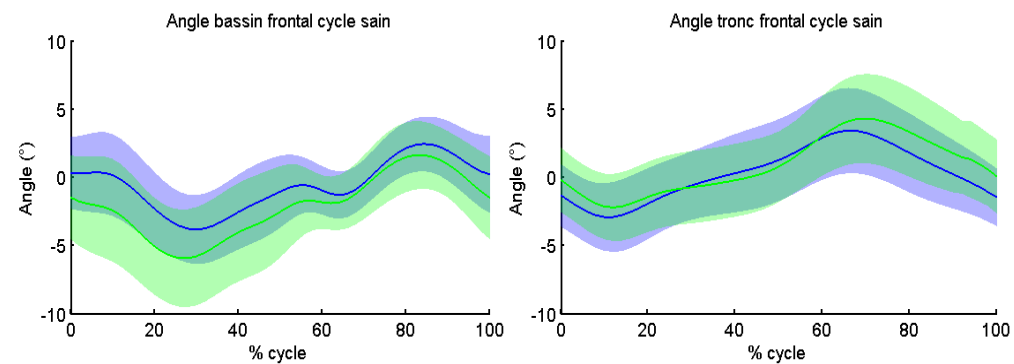


Figure E-26 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

E.2.1.2.2.2.

PLAN SAGITTAL (TF)

E.2.1.2.2.2.1.

Côté prothétique en amont (TF)

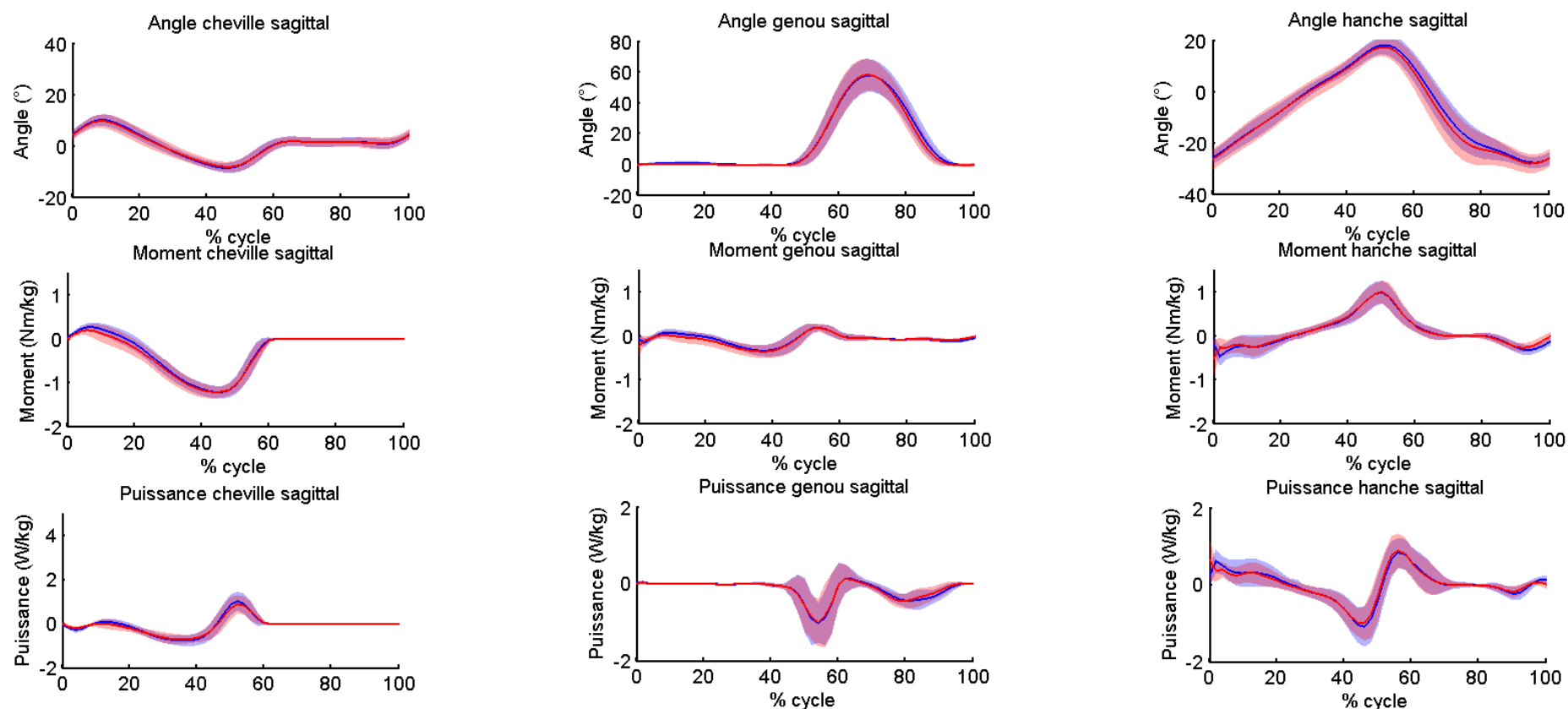


Figure E-27 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

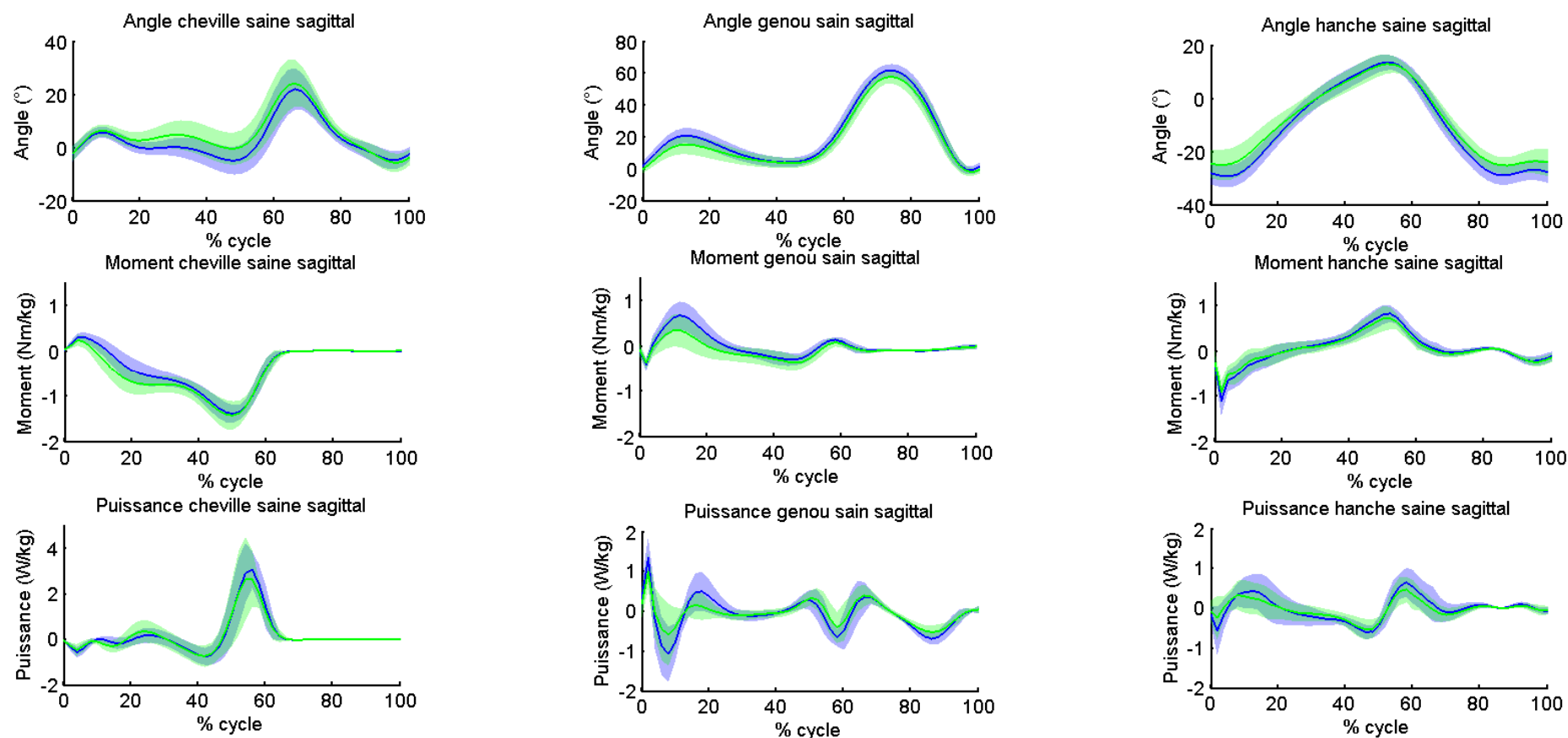
*E.2.1.2.2.2.**Côté sain en aval (TF)*

Figure E-28 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux

E.2.1.3. ADAPTATIONS CINEMATIQUES ET DYNAMIQUES : VALEURS POUR LES TROIS POPULATIONS DE SUJETS (TF/TT/SA)

E.2.1.3.1. PLAN FRONTAL (TF/TT/SA)

E.2.1.3.1.1. COTE PROTHETIQUE EN AMONT (TF/TT/SA)

ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté prothétique				TT côté prothétique				SA			
				Plat A		Amont A		Plat A		Amont A		Plat G		Amont G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	-3.8	2.2	-5.6	2.5	-4.9	1.9	-6.7	2.3	0.1	3.9	-3.9	3.3
		Amplitude en phase d'appui	°	4.2	1.6	5.9	1.4	3.9	1.6	6.3	1.8	10.9	4.4	14.4	3.9
		Pic en phase d'appui	°	-5.0	2.1	-10.1	2.8	-6.8	1.2	-12.5	1.6	-7.8	3.1	-14.4	3.1
			% cycle	18.8	12.4	25.7	8.6	27.5	13.3	31.1	10.7	33.4	8.6	38.4	7.2
	Moment	Pic en phase d'appui	Nm/kg	0.04	0.09	-0.14	0.06	-0.01	0.17	-0.10	0.19	-0.30	0.17	-0.36	0.12
			% cycle	26.5	15.5	28.0	8.6	36.5	16.2	34.5	14.6	41.9	7.9	44.7	2.7
	Puissance	Maximum en fin de phase d'appui	W/kg	0.01	0.02	0.02	0.03	0.04	0.05	0.08	0.08	0.25	0.19	0.34	0.22
			% cycle	50.6	5.8	49.7	10.0	50.1	7.1	51.6	4.7	48.9	5.2	50.2	2.6
GENOU	Angle	Amplitude en appui unipodal	°	0.4	0.2	0.5	0.3	2.6	1.6	2.2	1.1	3.0	1.1	2.6	1.0
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.36	0.10	0.30	0.10	0.32	0.14	0.28	0.14	0.35	0.13	0.38	0.09
			% cycle	17.5	10.3	18.9	10.6	23.3	12.0	24.7	14.7	34.4	16.9	24.9	14.5
FEMUR	Angle	Valeur à 30% (appui unipodal)	°	-0.1	1.7	-0.7	2.0	-3.5	2.2	-4.8	2.1	-4.4	2.2	-5.6	2.0
HANCHE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	3.3	4.2	6.0	4.6	3.9	2.0	6.4	2.2	2.2	3.0	3.6	3.1
		Amplitude en phase d'appui	°	4.8	1.9	4.6	1.8	3.6	2.4	3.7	1.8	5.3	3.0	4.9	2.9
		Valeur moyenne en phase d'appui	°	4.1	3.0	5.1	3.2	3.4	1.8	5.5	2.2	5.3	2.3	6.8	2.2
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.66	0.12	0.63	0.10	0.68	0.15	0.72	0.15	0.86	0.12	0.93	0.11
			% cycle	30.3	13.6	31.2	14.0	28.3	12.1	27.7	11.7	21.6	14.6	24.1	15.1
BASSIN	Angle	Pic en phase d'appui	°	-2.6	2.0	-1.7	2.3	-2.2	1.9	-1.5	2.2	3.2	1.9	3.5	1.6
			% cycle	33.7	5.8	31.2	3.4	33.9	3.2	33.5	3.1	15.1	2.3	15.2	2.2
		Pic en phase oscillante	°	4.0	2.5	6.2	3.4	2.0	1.4	3.8	1.9	-3.6	1.9	-2.8	2.1
			% cycle	78.2	4.8	74.2	6.9	82.7	9.2	82.5	9.8	65.3	2.1	64.7	1.9
	Amplitude sur tout le cycle		°	7.0	1.9	7.9	2.4	5.8	2.3	6.8	2.2	6.9	2.7	6.6	2.3
TRONC	Angle	Amplitude sur tout le cycle	°	6.6	1.7	6.9	1.6	6.4	1.8	6.3	2.4	4.4	2.1	4.5	2.0

Tableau E-3 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en amont du dévers du côté prothétique (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)

E.2.1.3.1.2. COTE SAIN EN AVAL (TF/TT/SA)

	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté sain				TT côté sain				SA			
				Plat S		Aval S		Plat S		Aval S		Plat G		Aval G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	0.3	3.7	5.3	4.1	-1.3	4.9	3.0	4.4	0.1	3.9	3.6	4.1
		Amplitude en phase d'appui	°	10.3	3.7	8.1	2.6	10.4	4.8	8.3	3.6	10.9	4.4	7.7	4.4
		Pic en phase d'appui	°	-7.2	2.0	0.2	2.8	-7.5	4.1	-1.0	4.2	-7.8	3.1	-1.1	3.5
			% cycle	21.1	12.8	22.0	11.8	29.9	12.5	26.7	15.6	33.4	8.6	32.8	9.7
	Moment	Pic en phase d'appui	Nm/kg	-0.37	0.17	-0.24	0.22	-0.24	0.19	-0.09	0.23	-0.30	0.17	-0.27	0.14
			% cycle	32.9	13.9	36.2	16.0	45.9	8.8	40.0	18.5	41.9	7.9	36.8	12.6
	Puissance	Maximum en fin de phase d'appui	W/kg	0.18	0.20	0.09	0.09	0.17	0.19	0.10	0.11	0.25	0.19	0.15	0.13
			% cycle	51.5	4.4	49.8	6.2	49.1	5.8	51.7	5.7	48.9	5.2	48.9	3.6
GENOU	Angle	Amplitude en appui unipodal	°	2.2	1.2	1.8	1.1	2.3	1.7	2.3	1.8	3.0	1.1	2.9	1.0
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.40	0.11	0.41	0.14	0.38	0.13	0.44	0.14	0.35	0.13	0.34	0.12
			% cycle	22.3	18.0	20.3	15.9	21.5	14.2	23.5	14.7	34.4	16.9	26.6	15.5
FEMUR	Angle	Valeur à 30% (appui unipodal)	°	-1.9	2.2	-0.8	2.3	-4.3	2.6	-3.3	2.7	-4.4	2.2	-3.6	2.1
HANCHE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	2.6	3.7	0.7	4.2	1.0	3.0	-1.0	3.1	2.2	3.0	1.0	2.7
		Amplitude en phase d'appui	°	5.7	2.7	5.4	3.3	3.9	2.1	4.6	2.5	5.3	3.0	4.8	2.4
		Valeur moyenne en phase d'appui	°	2.0	2.7	-0.1	3.7	4.1	3.7	1.4	3.9	5.3	2.3	4.1	2.2
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.85	0.11	0.80	0.19	0.91	0.22	0.95	0.23	0.86	0.12	0.75	0.11
			% cycle	31.1	18.4	30.6	18.3	22.7	14.5	27.3	16.1	21.6	14.6	24.9	14.4
BASSIN	Angle	Pic en phase d'appui	°	-4.2	2.4	-6.2	3.5	-2.2	1.5	-4.2	1.7	3.2	1.9	2.7	1.7
			% cycle	32.8	9.1	27.7	4.4	32.1	8.5	31.3	8.4	15.1	2.3	14.8	2.1
		Pic en phase oscillante	°	2.6	2.0	1.8	2.3	2.2	1.9	1.4	2.1	-3.6	1.9	-3.8	1.6
			% cycle	86.0	4.7	83.7	3.3	83.6	3.4	82.7	6.2	65.3	2.1	65.2	2.3
		Amplitude sur tout le cycle	°	7.1	1.7	8.1	2.9	6.0	2.4	6.9	2.1	6.9	2.7	6.7	2.2
TRONC	Angle	Amplitude sur tout le cycle	°	6.6	2.0	7.1	1.9	6.2	1.7	6.6	2.1	4.4	2.1	5.0	2.0

Tableau E-4 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en aval du dévers du côté sain (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)

E.2.1.3.2. PLAN SAGITTAL (TF/TT/SA)

E.2.1.3.2.1. COTE PROTHETIQUE EN AMONT (TF/TT/SA)

	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté prothétique				TT côté prothétique				SA			
				Plat A		Amont A		Plat A		Amont A		Plat G		Amont G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Minimum de dorsiflexion en phase d'appui	°	-8.9	1.9	-8.6	1.8	-10.6	3.2	-10.1	3.4	-10.7	2.6	-11.8	2.8
			% cycle	45.8	2.3	46.2	2.8	49.1	1.6	49.2	2.0	46.4	2.5	48.2	1.9
		Maximum de plantiflexion en fin d'appui	°	1.9	1.8	1.8	1.8	3.2	1.3	3.4	1.5	16.0	4.8	13.4	4.8
			% cycle	65.7	4.6	64.8	2.0	68.7	3.8	68.7	3.7	65.1	1.6	65.5	1.6
	Puissance	Maximum en fin d'appui	W/kg	1.20	0.33	1.12	0.32	1.38	0.29	1.38	0.36	2.83	0.46	2.17	0.43
			% cycle	52.3	2.5	52.6	2.4	54.5	1.4	54.7	1.6	53.6	1.6	54.2	1.5
GENOU	Angle	Flexion maximale en phase d'appui	°	1.0	1.1	0.5	0.5	4.1	6.0	3.8	6.3	18.9	5.5	17.2	6.1
			% cycle	13.2	6.3	12.6	4.5	19.6	5.5	21.3	6.1	14.1	1.5	14.4	1.6
		Flexion maximale en phase oscillante	°	58.1	10.0	58.6	9.5	57.6	8.2	59.0	8.2	66.8	4.9	68.1	5.8
			% cycle	68.9	2.0	68.0	1.9	69.6	1.3	69.3	1.7	71.3	1.4	71.6	1.2
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.19	0.11	0.16	0.09	0.32	0.15	0.28	0.10	0.51	0.23	0.53	0.25
				33.5	20.7	35.7	21.6	34.0	17.2	26.4	17.3	13.4	3.7	18.8	11.6
HANCHE	Angle	Valeur de flexion à 0% (attaque du pas)	°	-25.8	2.5	-26.6	3.9	-26.2	6.0	-28.2	6.4	-26.5	4.4	-26.4	4.5
		Maximum d'extension en fin d'appui	°	18.5	3.3	17.6	3.4	11.8	3.2	10.0	3.6	12.3	3.5	10.6	4.0
			% cycle	50.8	2.3	50.8	2.3	50.1	1.9	50.3	1.8	50.1	1.5	50.7	1.7
		Maximum de flexion en phase oscillante	°	-28.2	2.0	-28.5	3.6	-29.9	5.6	-32.0	5.8	-29.9	4.6	-30.4	4.6
			% cycle	92.3	6.3	91.8	6.5	88.4	6.2	84.9	4.8	86.9	5.1	86.5	3.8

Tableau E-5 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en amont du dévers du côté prothétique (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)

E.2.1.3.2.2.

COTE SAIN EN AVAL (TF/TT/SA)

ARTICULATION	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté sain				TT côté sain				SA			
				Plat S		Aval S		Plat S		Aval S		Plat G		Aval G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE S	Angle	Maximum de dorsiflexion en phase d'appui	°	-5.6	4.5	-1.3	5.1	-11.7	4.0	-9.3	4.2	-10.7	2.6	-10.6	2.6
			% cycle	47.1	5.3	46.6	5.3	48.4	1.5	47.9	2.7	46.4	2.5	46.7	4.2
		Maximum de plantiflexion en fin d'appui	°	22.2	7.4	24.5	8.4	19.2	8.7	21.3	8.6	16.0	4.8	17.3	4.6
			% cycle	66.2	1.5	66.2	1.8	66.1	1.5	66.4	1.5	65.1	1.6	65.4	1.9
	Puissance	Max de puissance en appui unipodal	W/kg	0.22	0.30	0.40	0.48	-0.10	0.09	-0.10	0.07	-0.06	0.12	-0.09	0.20
			% cycle	24.3	3.0	24.2	2.3	22.4	3.4	22.0	3.6	23.3	5.2	23.5	5.7
		Maximum en fin d'appui	W/kg	3.42	1.01	3.09	1.43	3.32	1.14	3.55	1.37	2.83	0.46	2.56	0.50
			% cycle	56.0	1.6	56.0	1.9	55.3	0.9	55.6	1.5	53.6	1.6	53.9	1.9
GENOU S	Angle	Flexion maximale en phase d'appui	°	20.9	4.6	15.4	5.8	16.4	5.8	13.6	5.5	18.9	5.5	16.0	5.1
			% cycle	12.8	1.0	13.2	1.7	12.3	1.9	12.4	1.7	14.1	1.5	14.0	1.5
		Flexion maximale en phase oscillante	°	61.7	3.6	57.9	3.7	61.2	4.4	59.1	6.0	66.8	4.9	63.9	5.3
			% cycle	73.4	1.2	73.2	1.7	73.2	1.8	73.3	1.2	71.3	1.4	71.6	1.6
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.69	0.29	0.38	0.32	0.52	0.24	0.55	0.35	0.51	0.23	0.39	0.19
			% cycle	11.8	1.7	9.7	4.6	15.5	9.4	14.5	9.6	13.4	3.7	15.8	9.4
HANCHE S	Angle	Valeur de flexion à 0% (attaque du pas)	°	-28.1	4.0	-24.6	5.1	-27.7	4.6	-26.3	5.7	-26.5	4.4	-25.1	3.8
			% cycle	52.6	2.3	53.2	2.4	53.1	1.4	53.6	1.3	50.1	1.5	50.9	1.7
		Maximum d'extension en fin d'appui	°	13.7	2.7	13.2	3.0	10.2	3.7	9.9	4.1	12.3	3.5	12.1	3.9
			% cycle	52.6	2.3	53.2	2.4	53.1	1.4	53.6	1.3	50.1	1.5	50.9	1.7
			°	-29.6	3.1	-25.9	3.0	-29.7	3.7	-27.3	4.6	-29.9	4.6	-27.8	4.2
HANCHE S	Angle	Maximum de flexion en phase oscillante	°	-29.6	3.1	-25.9	3.0	-29.7	3.7	-27.3	4.6	-29.9	4.6	-27.8	4.2
			% cycle	90.8	6.3	92.0	6.5	90.8	7.3	89.9	7.1	86.9	5.1	86.7	5.2

Tableau E-6 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en aval du dévers du côté sain (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)

E.2.2. RESULTATS DE L'ETUDE DE LA MARCHÉ DES SUJETS AMPUTES EN DEVERS QUAND LE PIED PROTHETIQUE EST EN AVAL

E.2.2.1. RESULTANTE DU TORSEUR DES EFFORTS DE REACTION DU SOL

E.2.2.1.1. COMPOSANTES DE L'EFFORT DE REACTION DU SOL DANS LE REPERE R_{GLOBAL}

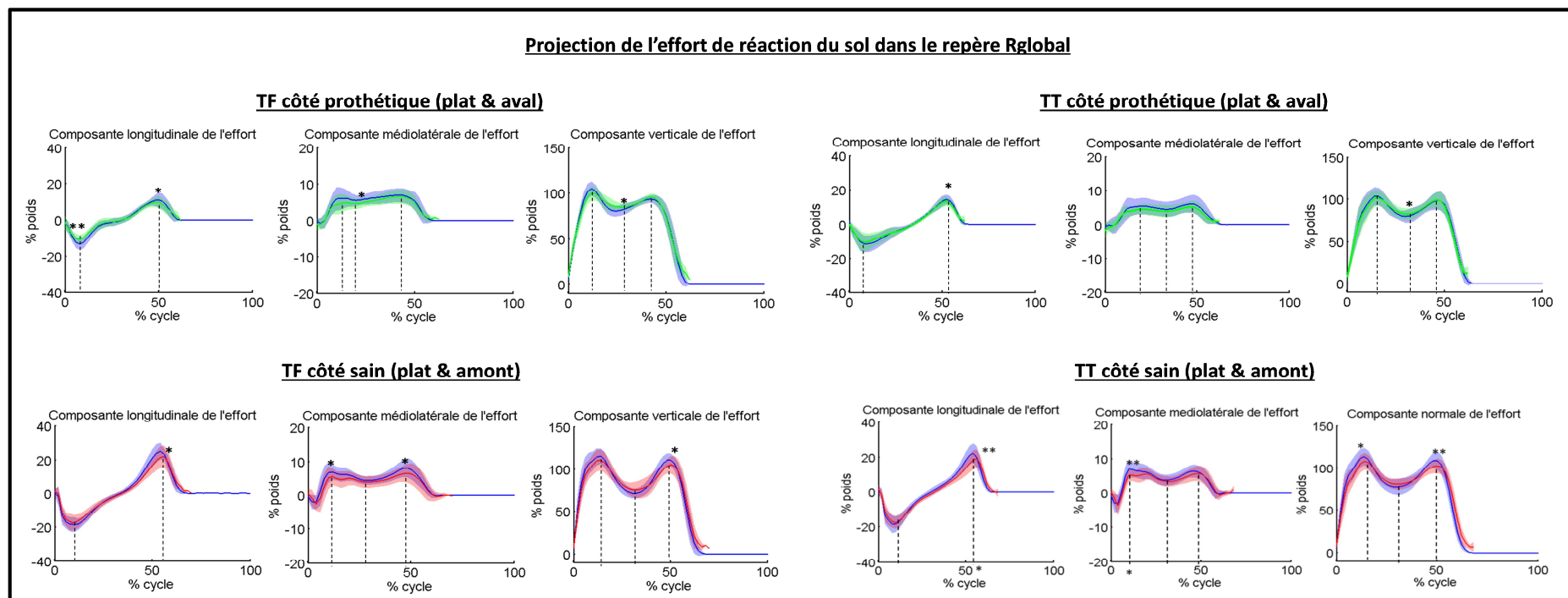


Figure E-29 : Projection de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère R_{global} à plat (en bleu), en aval côté prothétique (en vert) et en amont côté sain (en rouge).

Une différence significative d'un paramètre calculé sur les courbes entre le plat et la condition amont ou aval est indiqué par * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).

			TF côté prothétique				TT côté prothétique				TF côté sain				TT côté sain				
			TF Plat A		TF aval A		TT platA		TT aval A		TF plat S		TF amont S		TT plat S		TT amont S		
			moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	Moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	
REPÈRE GLOBAL	AXE	PARAMETRE	UNITE																
	XI LONGITUDINAL	Minimum	% poids	-14	3	-11**	2	-13	5	-12	5	-20	4	-19	4	-19	5	-18	3
			% cycle	8	1	7	3	12	4	12	4	9	3	9	3	8	2	9	2
		Maximum	% poids	12	3	11*	3	14	2	13*	3	26	4	23*	6	23	5	20**	5
			% cycle	50	3	50	3	52	1	52	2	55	2	55	2	54	1	56*	1
	YI VERTICAL	1 ^{er} maximum	% poids	105	7	101	6	109	9	107	8	120	9	116	11	115	10	110*	9
			% cycle	13	2	13	3	15	3	15	4	12	3	12	4	13	2	14	2
		Minimum	% poids	78	5	82*	4	78	6	81*	6	70	6	73	9	76	9	80	6
			% cycle	24	3	27	4	29	3	31	4	31	3	32	4	29	4	31	4
		2 ^{ème} maximum	% poids	94	4	96	4	100	10	100	9	113	8	107*	10	111	9	104**	8
			% cycle	42	3	42	3	46	4	45	4	49	2	49	2	49	2	50	2
	ZI MEDIOLATERAL	1 ^{er} maximum	% poids	7	2	6	2	6	3	6	2	8	2	6*	2	8	2	6**	2
			% cycle	20	9	21	9	21	6	19	7	12	3	14	4	14	3	17*	4
		Minimum	% poids	5	1	4*	1	4	2	4	2	4	1	3	2	3	2	3	1
			% cycle	24	6	23	5	31	6	30	6	29	5	30	5	31	4	33	3
		2 ^{ème} maximum	% poids	7	2	7	2	6	2	6	2	8	3	7*	3	7	2	6	2
% cycle			41	6	44	4	46	5	44	7	48	2	46	5	45	4	45	6	

Tableau E-7 : Composantes de l'effort de réaction du sol des sujets amputés à plat et en dévers dans le repère Rglobal, p<0.001 **, p<0.01 *

E.2.2.1.2.

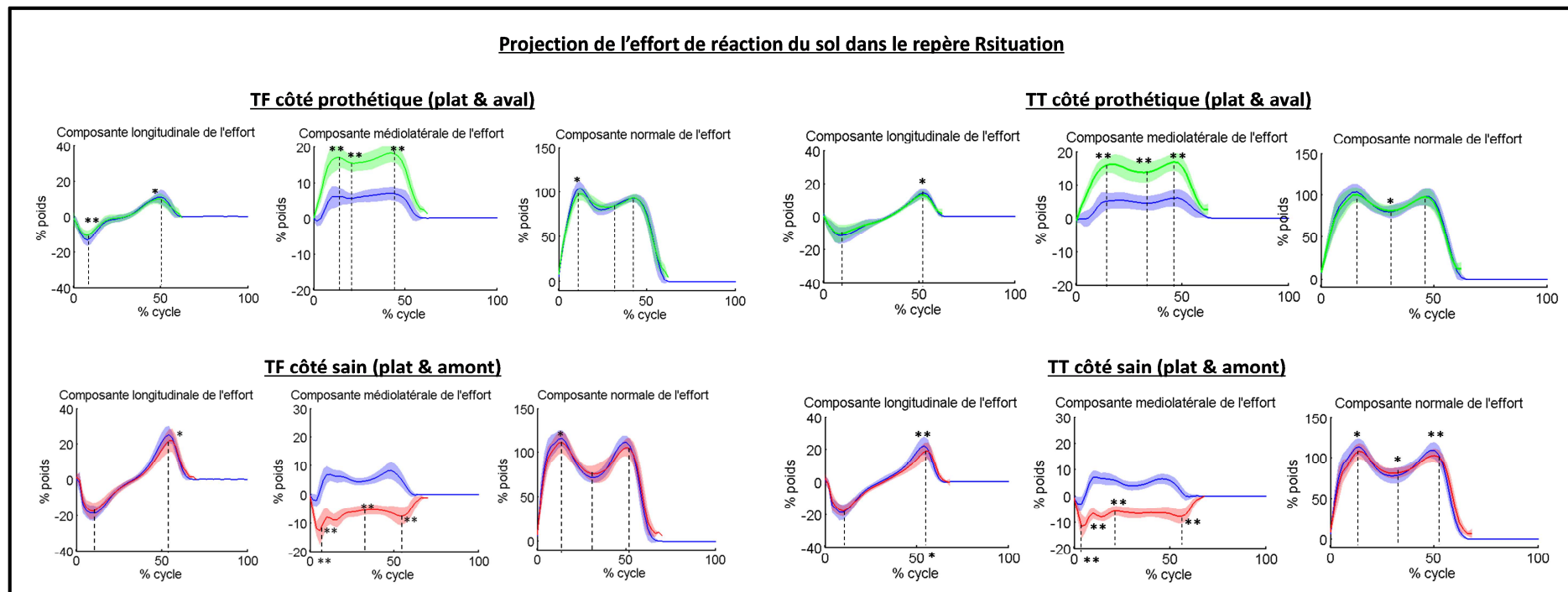
COMPOSANTES DE L'EFFORT DE REACTION DU SOL DANS LE REPERE $R_{SITUATION}$ 

Figure E-30 : Projection de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère $R_{SITUATION}$ à plat (en bleu), en aval côté prothétique (en vert) et en amont côté sain (en rouge).

Une différence significative d'un paramètre calculé sur les courbes entre le plat et la condition amont ou aval est indiqué par * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).

REPERE SITUATION	AXE	PARAMETRE	UNITE	TF côté prothétique				TT côté prothétique				TF côté sain				TT côté sain			
				TF Plat A		TF aval A		TT platA		TT aval A		TF plat S		TF amont S		TT plat S		TT amont S	
				moy	std	moy	std	moy	std	Moy	std	Moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
	Xo LONGITUDINAL	Minimum	% poids	-14	3	-11**	2	-13	5	-12	5	-20	4	-19	4	-19	5	-18	3
			% cycle	8	1	7	3	12	4	12	4	9	3	9	3	8	2	9	2
		Maximum	% poids	12	3	11*	3	14	2	13*	3	26	4	23*	6	23	5	20**	5
			% cycle	50	3	50	3	52	1	52	2	55	2	55	2	54	1	56*	1
	Yo NORMAL	1 ^{er} maximum	% poids	105	7	100*	7	109	9	106	8	120	9	115*	11	115	10	110*	9
			% cycle	13	2	13	3	15	3	15	3	12	3	13	4	13	2	14	2
		Minimum	% poids	78	5	80	4	78	6	80*	6	70	6	73	9	76	9	79*	6
			% cycle	24	3	27	4	29	3	31	4	31	3	32	4	29	4	31	4
		2 ^{ème} maximum	% poids	94	4	94	4	100	10	98	9	113	8	107	10	111	9	104**	8
			% cycle	42	3	42	3	46	4	45	4	49	2	49	2	49	2	50	2
	Zo MEDIOLATERAL	1 ^{er} maximum	% poids	7	2	18**	3	6	3	18**	3	8	2	-14**	4	8	2	-13**	4
			% cycle	20	9	17	7	21	6	17	5	12	3	5**	1	14	3	6**	2
		Minimum	% poids	5	1	15**	2	4	2	14**	3	4	1	-5**	2	3	2	-5**	2
			% cycle	24	6	24	4	31	6	30	4	29	5	33	7	31	4	26	7
		2 ^{ème} maximum	% poids	7	2	18**	2	6	2	17**	3	8	3	-8**	2	7	2	-9**	2
			% cycle	41	6	42	3	46	5	44	5	48	2	53	7	45	4	47	10

Tableau E-8 : Composantes de l'effort de réaction du sol des sujets amputés à plat et en dévers dans le repère Rsituation, p<0.001 **, p<0.01 *

E.2.2.2. ADAPTATIONS CINEMATIQUES ET DYNAMIQUES : COURBES

E.2.2.2.1. SUJETS AMPUTES TRANSTIBIAUX (TT)

E.2.2.2.1.1. PLAN FRONTAL (TT)

E.2.2.2.1.1.1. Côté prothétique en aval (TT)

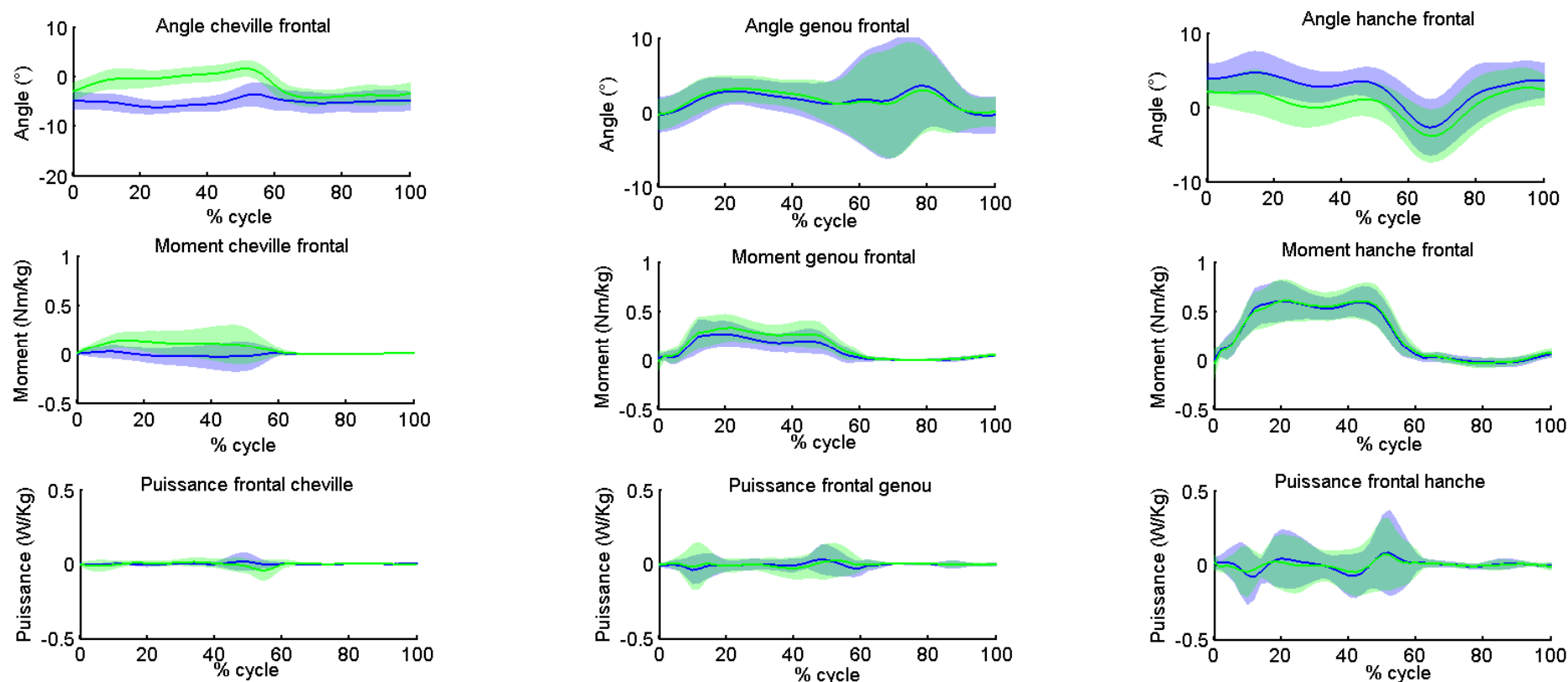


Figure E-31 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

E.2.2.2.1.1.2.

Côté sain en amont (TT)

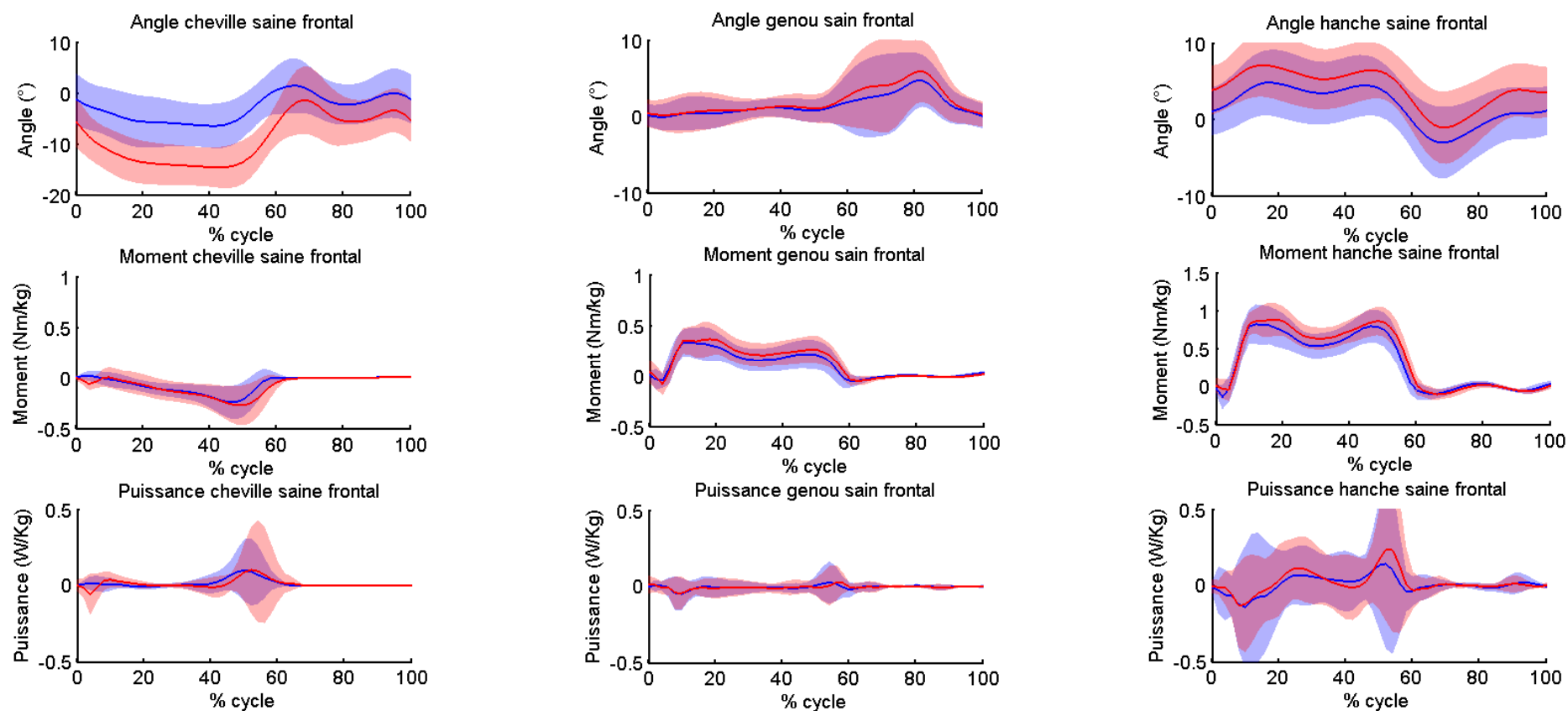


Figure E-32 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

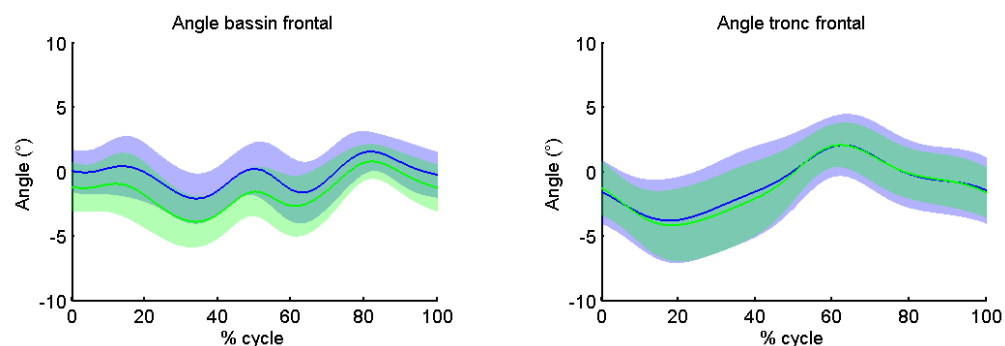
*E.2.2.2.1.1.3.**Bassin et Tronc (TT)*

Figure E-33 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

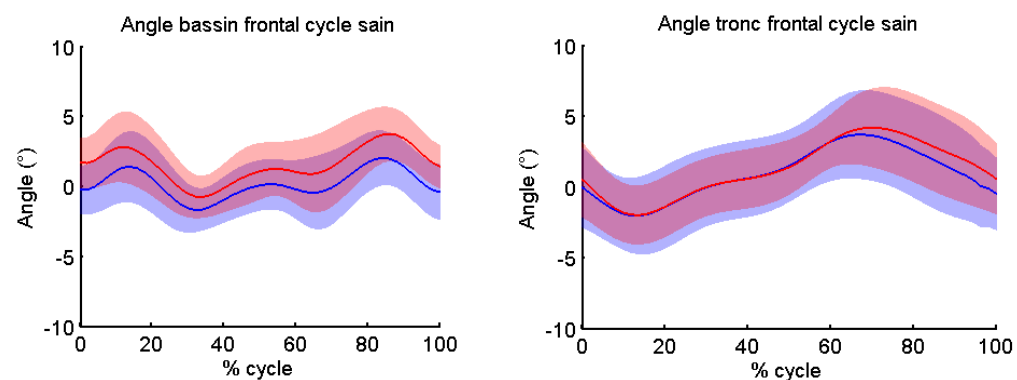


Figure E-34 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

E.2.2.2.1.2. PLAN SAGITTAL (TT)

E.2.2.2.1.2.1. Côté prothétique en aval (TT)

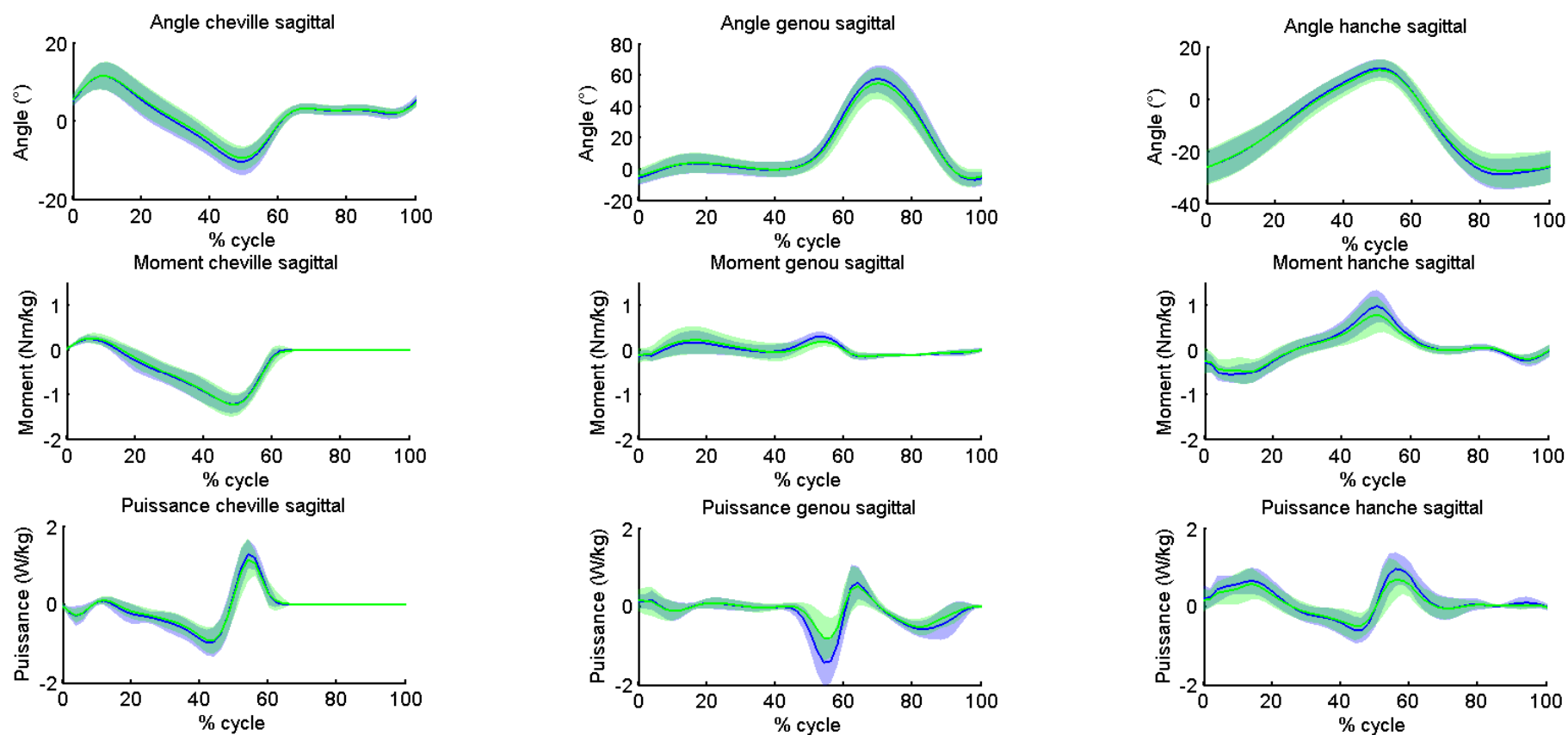


Figure E-35 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

E.2.2.2.1.2.2.

Côté sain en amont (TT)

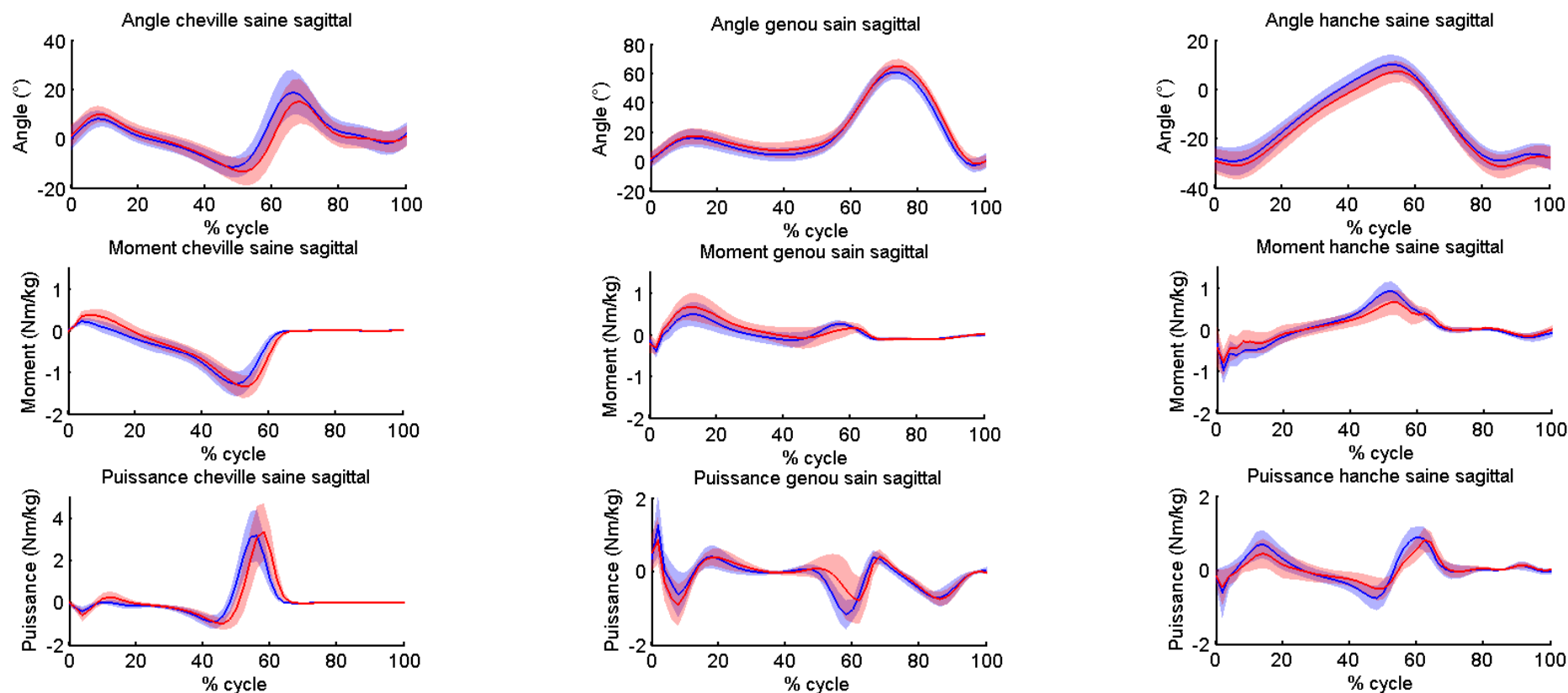


Figure E-36 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

E.2.2.2.2. SUJETS AMPUTES TRANSFEMORAUX (TF)

E.2.2.2.2.1. PLAN FRONTAL (TF)

E.2.2.2.2.1.1. Côté prothétique en aval (TF)

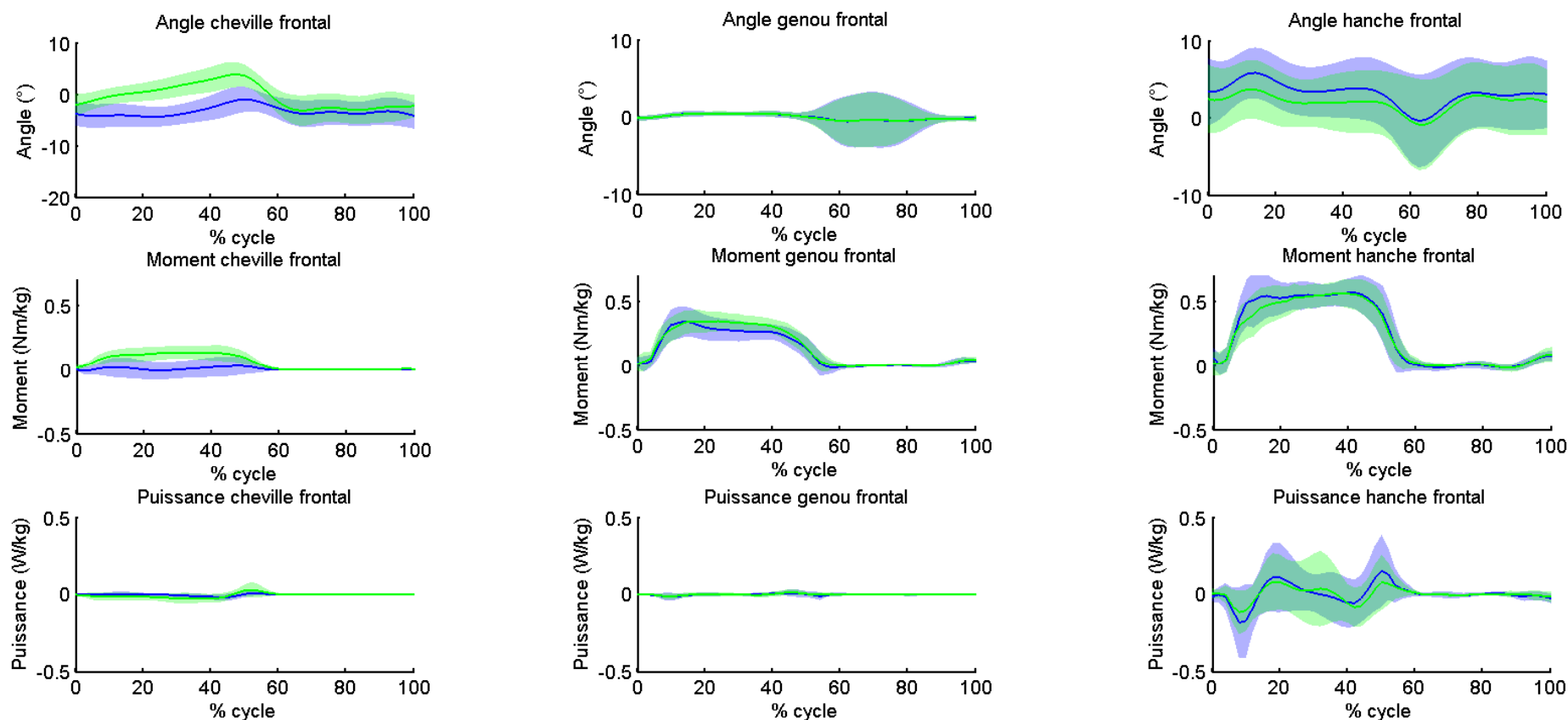


Figure E-37 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

E.2.2.2.2.1.2.

Côté sain en amont (TF)

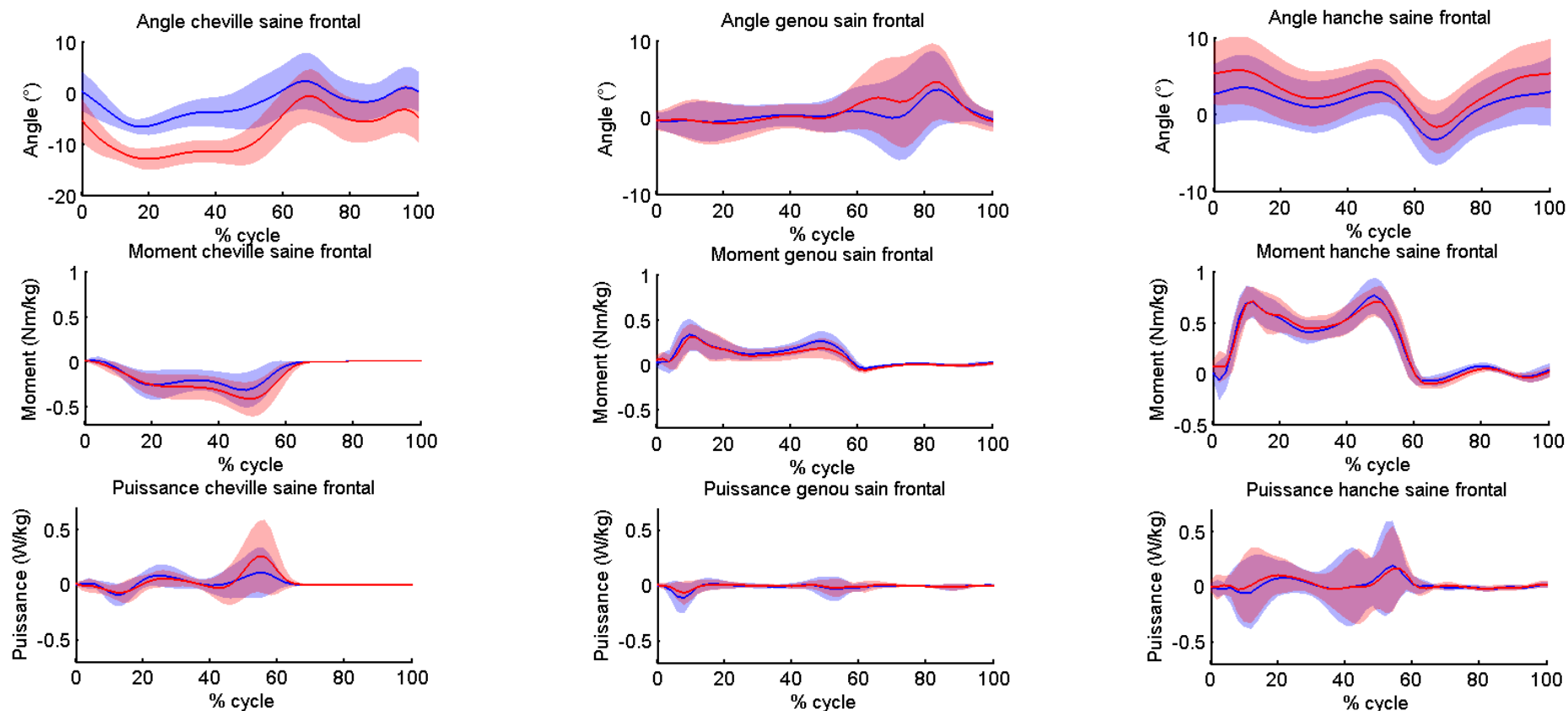


Figure E-38 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

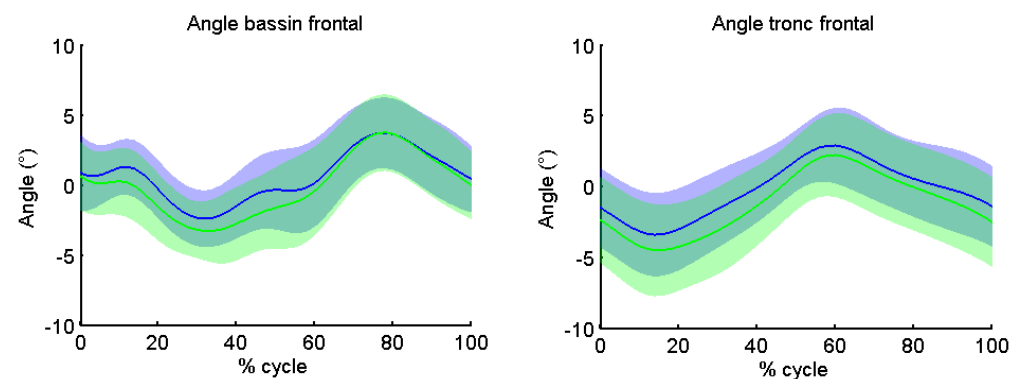
*E.2.2.2.1.3.**Bassin et Tronc (TF)*

Figure E-39 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

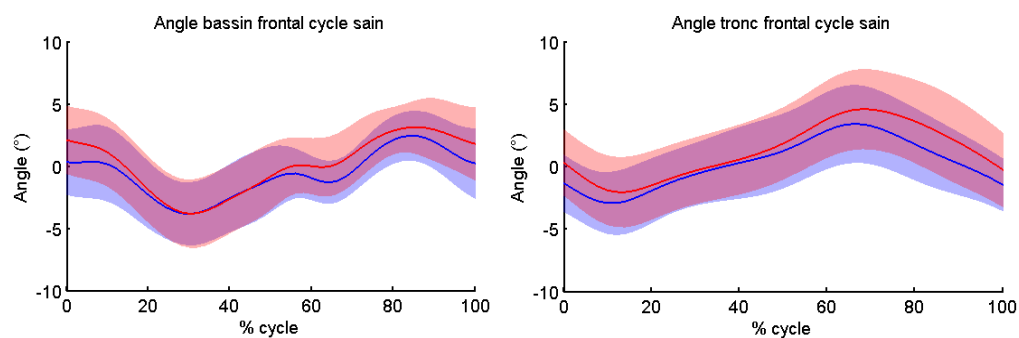


Figure E-40 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

E.2.2.2.2. PLAN SAGITTAL (TF)

E.2.2.2.2.1. Côté prothétique en aval (TF)

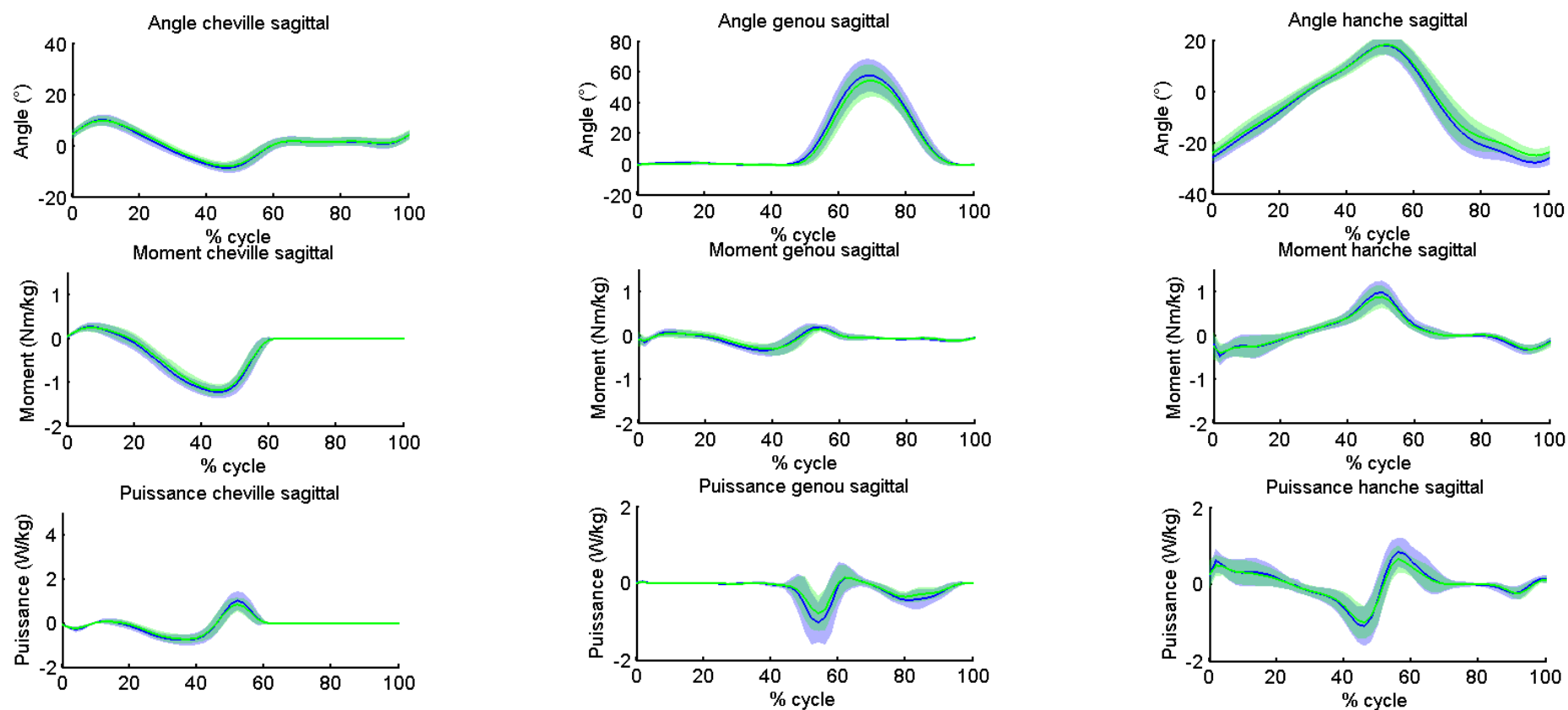


Figure E-41 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux

E.2.2.2.2.2.

Côté sain en amont (TF)

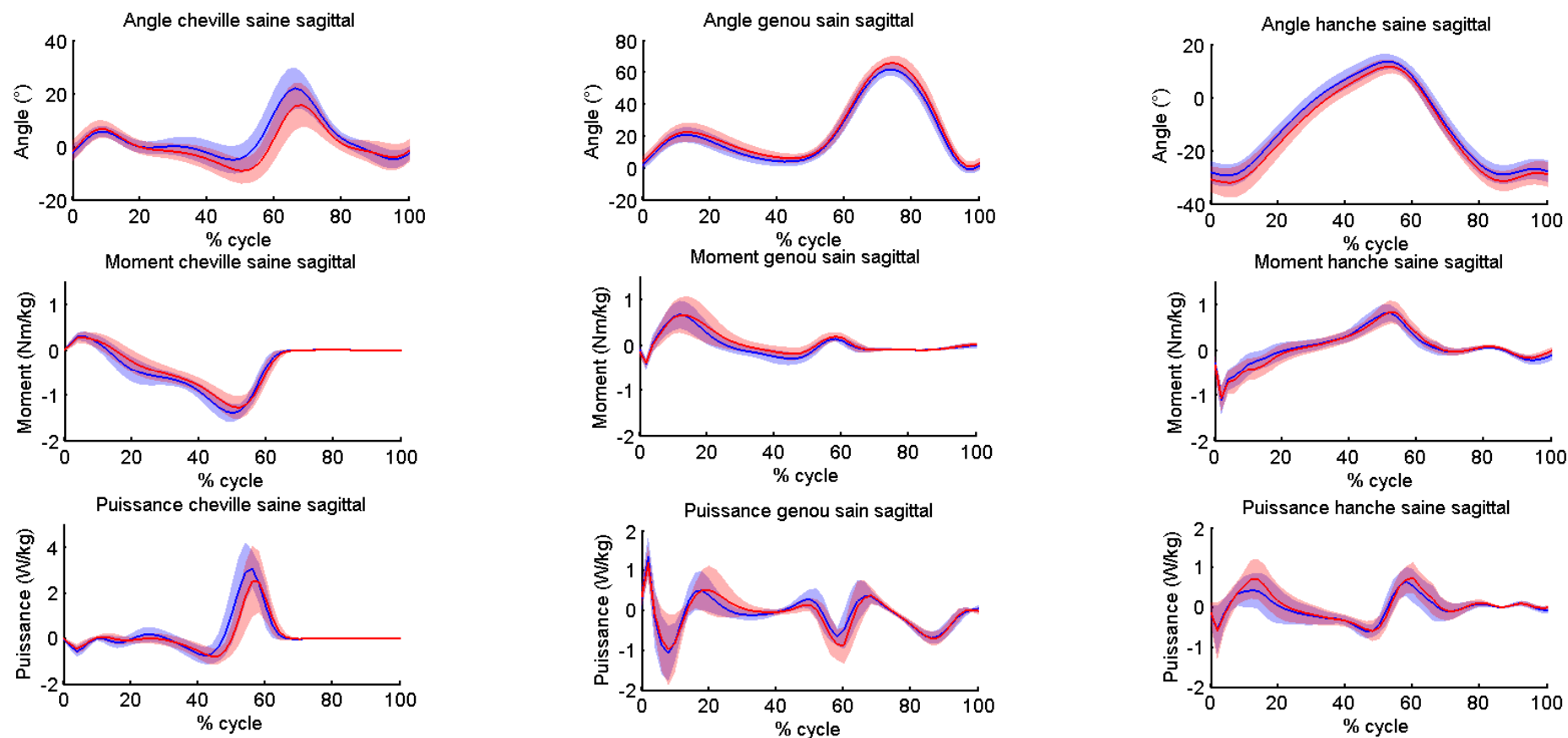


Figure E-42 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

E.2.2.3. ADAPTATIONS CINEMATIQUES ET DYNAMIQUES : VALEURS POUR LES TROIS POPULATIONS DE SUJETS (TF/TT/SA)

E.2.2.3.1. PLAN FRONTAL (TF/TT/SA)

E.2.2.3.1.1. COTE PROTHETIQUE EN AVAL (TF/TT/SA)

ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté prothétique				TT côté prothétique				SA			
				Plat A		Aval A		Plat A		Aval A		Plat G		Aval G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	-3.8	2.2	-2.2	2.1	-4.9	1.9	-3.1	1.8	0.1	3.9	3.6	4.1
		Amplitude en phase d'appui	°	4.2	1.6	6.2	2.0	3.9	1.6	5.8	1.3	10.9	4.4	7.7	4.4
		Pic en phase d'appui	°	-5.0	2.1	4.0	2.2	-6.8	1.2	2.3	1.5	-7.8	3.1	-1.1	3.5
			% cycle	18.8	12.4	46.0	7.3	27.5	13.3	46.4	13.2	33.4	8.6	32.8	9.7
	Moment	Pic en phase d'appui	Nm/kg	0.04	0.09	0.16	0.05	-0.01	0.17	0.16	0.18	-0.30	0.17	-0.27	0.14
			% cycle	26.5	15.5	31.2	10.9	36.5	16.2	31.5	16.9	41.9	7.9	36.8	12.6
	Puissance	Maximum en fin de phase d'appui	W/kg	0.01	0.02	0.05	0.04	0.04	0.05	0.04	0.03	0.25	0.19	0.15	0.13
			% cycle	50.6	5.8	50.5	4.2	50.1	7.1	54.0	9.0	48.9	5.2	48.9	3.6
GENOU	Angle	Amplitude en appui unipodal	°	0.4	0.2	0.5	0.2	2.6	1.6	2.4	1.4	3.0	1.1	2.9	1.0
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.36	0.10	0.38	0.07	0.32	0.14	0.38	0.14	0.35	0.13	0.34	0.12
			% cycle	17.5	10.3	24.8	10.0	23.3	12.0	23.6	9.5	34.4	16.9	26.6	15.5
FEMUR	Angle	Valeur à 30% (appui unipodal)	°	-0.1	1.7	0.7	1.7	-3.5	2.2	-2.1	2.0	-4.4	2.2	-3.6	2.1
HANCHE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	3.3	4.2	2.4	4.2	3.9	2.0	2.2	1.8	2.2	3.0	1.0	2.7
		Amplitude en phase d'appui	°	4.8	1.9	5.3	2.4	3.6	2.4	3.7	2.2	5.3	3.0	4.8	2.4
		Valeur moyenne en phase d'appui	°	4.1	3.0	2.4	2.9	3.4	1.8	0.7	2.2	5.3	2.3	4.1	2.2
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.66	0.12	0.63	0.10	0.68	0.15	0.68	0.17	0.86	0.12	0.75	0.11
			% cycle	30.3	13.6	33.2	11.8	28.3	12.1	31.1	11.8	21.6	14.6	24.9	14.4
BASSIN	Angle	Pic en phase d'appui	°	-2.6	2.0	-3.9	2.2	-2.2	1.9	-4.1	1.9	3.2	1.9	2.7	1.7
			% cycle	33.7	5.8	34.3	10.4	33.9	3.2	33.7	3.7	15.1	2.3	14.8	2.1
		Pic en phase oscillante	°	4.0	2.5	3.8	2.6	2.0	1.4	1.0	1.3	-3.6	1.9	-3.8	1.6
			% cycle	78.2	4.8	77.7	2.2	82.7	9.2	82.8	5.7	65.3	2.1	65.2	2.3
TRONC	Angle	Amplitude sur tout le cycle	°	6.6	1.7	7.3	2.2	6.4	1.8	6.6	1.9	4.4	2.1	5.0	2.0

Tableau E-9 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en aval du dévers du côté prothétique

E.2.2.3.1.2. COTE SAIN EN AMONT (TF/TT/SA)

ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté sain				TT côté sain				SA			
				Plat S		Amont S		Plat S		Amont S		Plat G		Amont G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	0.3	3.7	-5.3	4.0	-1.3	4.9	-5.7	4.7	0.1	3.9	-3.9	3.3
		Amplitude en phase d'appui	°	10.3	3.7	12.5	4.0	10.4	4.8	14.3	5.3	10.9	4.4	14.3	3.9
		Pic en phase d'appui	°	-7.2	2.0	-13.5	2.3	-7.5	4.1	-15.2	3.9	-7.8	3.1	-14.4	3.1
			% cycle	21.1	12.8	22.9	13.4	29.9	12.5	34.3	11.8	33.4	8.6	38.4	7.2
	Moment	Pic en phase d'appui	Nm/kg	-0.37	0.17	-0.45	0.18	-0.24	0.19	-0.25	0.24	0.30	0.17	-0.36	0.12
			% cycle	32.9	13.9	40.2	13.3	45.9	8.8	44.4	13.4	41.9	7.9	44.7	2.7
	Puissance	Maximum en fin de phase d'appui	W/kg	0.18	0.20	0.33	0.29	0.17	0.19	0.19	0.25	0.25	0.19	0.34	0.22
			% cycle	51.5	4.4	54.5	4.7	49.1	5.8	53.2	7.6	48.9	5.2	50.2	2.6
GENOU	Angle	Amplitude en appui unipodal	°	2.2	1.2	2.2	1.3	2.3	1.7	2.2	1.7	3.0	1.1	2.6	1.0
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.40	0.11	0.34	0.10	0.38	0.13	0.41	0.14	0.35	0.13	0.38	0.09
			% cycle	22.3	18.0	13.5	10.7	21.5	14.2	24.0	15.1	34.4	16.9	24.9	14.5
FEMUR	Angle	Valeur à 30% (appui unipodal)	°	-1.9	2.2	-3.4	2.0	-4.3	2.6	-5.6	2.4	-4.4	2.2	-5.6	2.0
HANCHE	Angle	Valeur à 0% (attaque du pas)	°	2.6	3.7	5.3	3.9	1.0	3.0	3.8	3.1	2.2	3.0	3.6	3.1
		Amplitude en phase d'appui	°	5.7	2.7	6.0	2.6	3.9	2.1	4.3	2.6	5.3	3.0	4.9	2.9
		Valeur moyenne en phase d'appui	°	2.0	2.7	3.4	3.0	4.1	3.7	6.1	3.4	5.3	2.3	6.8	2.2
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.85	0.11	0.81	0.13	0.91	0.22	0.98	0.15	0.86	0.12	0.93	0.11
			% cycle	31.1	18.4	28.8	17.9	22.7	14.5	23.6	15.6	21.6	14.6	24.1	15.1
BASSIN	Angle	Pic en phase d'appui	°	-4.2	2.4	-4.0	2.6	-2.2	1.5	-1.1	1.4	3.2	1.9	3.5	1.6
			% cycle	32.8	9.1	33.2	6.0	32.1	8.5	35.9	7.6	15.1	2.3	15.2	2.2
		Pic en phase oscillante	°	2.6	2.0	3.7	2.2	2.2	1.9	3.9	1.9	-3.6	1.9	-2.8	2.1
			% cycle	86.0	4.7	86.8	10.0	83.6	3.4	85.2	3.2	65.3	2.1	64.7	1.9
		Amplitude sur tout le cycle	°	7.1	1.7	7.9	2.7	6.0	2.4	6.4	2.6	6.9	2.7	6.6	2.3
TRONC	Angle	Amplitude sur tout le cycle	°	6.6	2.0	7.1	2.1	6.2	1.7	6.0	1.8	4.4	2.1	4.0	2.0

Tableau E-10 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en amont du dévers du côté sain

E.2.2.3.2. PLAN SAGITTAL (TF/TT/SA)

E.2.2.3.2.1. Côté prothétique en aval (TF/TT/SA)

ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté prothétique				TT côté prothétique				SA			
				Plat A		Aval A		Plat A		Aval A		Plat G		Aval G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Minimum de dorsiflexion en phase d'appui	°	-8.9	1.9	-8.3	1.7	-10.6	3.2	-9.8	2.8	-10.7	2.6	-10.6	2.6
			% cycle	45.8	2.3	46.2	2.0	49.1	1.6	49.5	2.1	46.4	2.5	46.7	4.2
		Maximum de plantiflexion en fin d'appui	°	1.9	1.8	1.9	1.8	3.2	1.3	3.3	1.3	16.0	4.8	17.3	4.6
			% cycle	65.7	4.6	65.8	4.5	68.7	3.8	68.3	3.6	65.1	1.6	65.4	1.9
	Puissance	Maximum en fin d'appui	W/kg	1.20	0.33	1.01	0.28	1.38	0.29	1.30	0.27	2.83	0.46	2.56	0.50
			% cycle	52.3	2.5	51.8	2.1	54.5	1.4	54.7	1.9	53.6	1.6	53.9	1.9
GENOU	Angle	Flexion maximale en phase d'appui	°	1.0	1.1	0.9	0.5	4.1	6.0	4.4	6.1	18.9	5.5	16.0	5.1
			% cycle	13.2	6.3	16.9	6.9	19.6	5.5	20.1	5.0	14.1	1.5	14.0	1.5
		Flexion maximale en phase oscillante	°	58.1	10.0	54.6	10.0	57.6	8.2	55.3	8.6	66.8	4.9	63.9	5.3
			% cycle	68.9	2.0	69.1	1.5	69.6	1.3	69.7	2.0	71.3	1.4	71.6	1.6
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.19	0.11	0.15	0.12	0.32	0.15	0.34	0.19	0.51	0.23	0.39	0.19
				33.5	20.7	30.3	21.6	34.0	17.2	20.0	14.8	13.4	3.7	15.8	9.4
HANCHE	Angle	Valeur de flexion à 0% (attaque du pas)	°	-25.8	2.5	-24.1	3.0	-26.2	6.0	-26.2	6.6	-26.5	4.4	-25.1	3.8
		Maximum d'extension en fin d'appui	°	18.5	3.3	18.5	3.6	11.8	3.2	11.3	3.9	12.3	3.5	12.1	3.9
			% cycle	50.8	2.3	51.7	2.1	50.1	1.9	50.7	2.4	50.1	1.5	50.9	1.7
		Maximum de flexion en phase oscillante	°	-28.2	2.0	-25.3	2.4	-29.9	5.6	-28.7	5.9	-29.9	4.6	-27.8	4.2
			% cycle	92.3	6.3	94.5	4.4	88.4	6.2	88.9	6.4	86.9	5.1	86.7	5.2

Tableau E-11 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en aval du dévers du côté prothétique

E.2.2.3.2.2. COTE SAIN EN AMONT (TF/TT/SA)

ARTICULATION / SEGMENT	COURBE	PARAMETRE	UNITE	TF côté sain				TT côté sain				SA			
				Plat S		Amont S		Plat S		Amont S		Plat G		Amont G	
				moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std	moy	std
CHEVILLE	Angle	Maximum de dorsiflexion en phase d'appui	°	-5.6	4.5	-9.7	4.7	-11.7	4.0	-13.6	5.1	-10.7	2.6	-11.8	2.8
			% cycle	47.1	5.3	49.5	6.2	48.4	1.5	51.5	1.9	46.4	2.5	48.2	1.9
		Maximum de plantiflexion en fin d'appui	°	22.2	7.4	16.3	7.5	19.2	8.7	15.5	8.7	16.0	4.8	13.4	4.8
			% cycle	66.2	1.5	67.4	2.0	66.1	1.5	67.9	1.4	65.1	1.6	65.5	1.6
	Puissance	Maximum en appui unipodal	W/kg	0.22	0.30	0.07	0.21	-0.10	0.09	-0.03	0.11	-0.06	0.12	-0.13	0.09
			% cycle	24.3	3.0	24.5	4.8	22.4	3.4	20.3	0.7	23.3	5.2	22.2	2.0
		Maximum en fin d'appui	W/kg	3.42	1.01	2.93	1.18	3.32	1.14	3.56	1.39	2.83	0.46	2.17	0.43
			% cycle	56.0	1.6	57.5	1.8	55.3	0.9	57.6	1.3	53.6	1.6	54.2	1.5
GENOU	Angle	Flexion maximale en phase d'appui	°	20.9	4.6	22.6	5.7	16.4	5.8	17.5	5.0	18.9	5.5	17.2	6.1
			% cycle	12.8	1.0	13.2	1.2	12.3	1.9	13.1	1.4	14.1	1.5	14.4	1.6
		Flexion maximale en phase oscillante	°	61.7	3.6	66.2	3.7	61.2	4.4	64.9	4.7	66.8	4.9	68.1	5.8
			% cycle	73.4	1.2	73.8	1.7	73.2	1.8	73.7	1.0	71.3	1.4	71.6	1.2
	Moment	Maximum en phase d'appui	Nm/kg	0.69	0.29	0.67	0.39	0.52	0.24	0.68	0.30	0.51	0.23	0.53	0.25
			% cycle	11.8	1.7	12.5	1.4	15.5	9.4	12.4	2.6	13.4	3.7	18.8	11.6
HANCHE	Angle	Valeur de flexion à 0% (attaque du pas)	°	-28.1	4.0	-30.7	4.7	-27.7	4.6	-29.0	4.9	-26.5	4.4	-26.4	4.5
		Maximum d'extension en fin d'appui	°	13.7	2.7	11.9	2.4	10.2	3.7	7.2	4.1	12.3	3.5	10.6	4.0
			% cycle	52.6	2.3	53.1	2.3	53.1	1.4	54.3	1.2	50.1	1.5	50.7	1.7
		Maximum de flexion en phase oscillante	°	-29.6	3.1	-31.6	3.6	-29.7	3.7	-31.4	4.6	-29.9	4.6	-30.4	4.6
			% cycle	90.8	6.3	88.6	5.0	90.8	7.3	88.3	6.0	86.9	5.1	86.5	3.8

Tableau E-12 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en amont du dévers du côté sain

ANNEXE F ARTICLE SOUMIS DANS LA REVUE CLINICAL
BIOMECHANICS

Vaulting detection and quantification during level walking of transfemoral
amputee people

Drevelle Xavier ¹, PhD, Villa Coralie ², MSc, Bonnet Xavier ³, PhD, Loiret Isabelle ⁴, MD,
Fodé Pascale¹, MD, Pillet Hélène ², PhD

Affiliations :

1 Institution Nationale des Invalides Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des
Handicapés, BP 50719, 57147, Woippy Cedex, France

2 Arts et Metiers ParisTech, LBM, 151 boulevard de l'Hôpital, 75013, Paris, France

3 PROTEOR, 6 rue de la redoute 21250 Seurre, France

4 Centre de médecine physique et de réadaptation Louis Pierquin IRR-UGECAM
Nord -Est 75, Boulevard Lobau, CS 34209, 54042, Nancy Cedex, France

Corresponding author :

Xavier Drevelle / Hélène Pillet

Email : xavier.drevelle@invalides.fr / helene.pillet@ensam.eu

Institution Nationale des Invalides, Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des
Handicapés

47, rue de l'Echat, CS20045, 94048 CRETEIL CEDEX, France

1 Abstract

2 *Background:* Vaulting is a gait compensatory mechanism used by transfemoral amputee
3 people to assist toe clearance during the prosthetic swing phase. It is defined by a plantar
4 flexion of the controlateral ankle during the single-limb support phase. The aim of the study is
5 to propose a method able to identify and quantify vaulting of transfemoral amputee people.

6 *Methods:* 17 transfemoral amputee persons and 28 asymptomatic subjects participated in
7 the data collection. Kinematics and kinetics of the whole body were recorded while subjects
8 were walking on a level surface. Biomechanical gait analysis was focused on a reduced set
9 of parameters linked to the controlateral ankle, the controlateral knee and the centre of
10 pressure trajectory. The patients were classified in two groups: with or without vaulting using
11 video recordings. Differences between both groups and the control group were analysed.

12 *Findings:* A higher generated ankle power was found during the single support phase of the
13 controlateral limb of transfemoral amputee subjects presenting vaulting. These subjects
14 presented also a higher dissipated knee flexion power before the peak in ankle flexion
15 power. The trajectory of the centre of pressure was also modified by the vaulting.

16 *Interpretation:* Vaulting for transfemoral amputee subjects is characterized by a propulsive
17 plantar flexion at the controlateral ankle. It could be detected by quantifying the ankle flexion
18 power during the controlateral single support phase. On the contrary, premature heel rise
19 caused by vaulting seems not to be a sufficient criterion for detection.

20 Keywords: biomechanics, gait analysis, transfemoral amputee people, vaulting, kinematics,
21 kinetics

Introduction

Transfemoral amputee people have to pay particular attention to foot clearance during the prosthetic swing phase. A collision between the prosthetic foot and the walking surface can result in a fall. To reduce the risk of falling, transfemoral amputee subjects develop compensatory strategies which could lead to gait abnormalities. Vaulting is one of them. Smith et al described it as “a *premature midstance plantar flexion by the sound limb which assists toe clearance of the prosthetic limb by lifting the body*” (Smith et al., 2002). Among possible causes are : an overly long or too stable prosthesis, an excessive prosthetic knee resistance to flexion or a patient habit due to a fear of falling (Smith et al., 2002). It occurs between the initiation and the middle of the prosthetic swing phase after body weight transfer on the controlateral limb during the single support stance. This plantar flexion of the controlateral ankle helps the patient to lift his whole body. Therefore, it increases the distance between the prosthetic foot extremity and the walking surface to avoid collision between the ground and the prosthetic limb. Long term vaulting causes overloading of the controlateral forefoot which could lead to pain at the metatarsal head or to the sinus tarsi syndrome. Other biomechanical consequences could be higher energy expenditure compared to asymptomatic subjects (Waters, 1999), asymmetric load distribution with higher ground reaction force on the intact limb compared to the prosthetic limb (Engsberg et al., 1993). It could also lead to an increase of ankle, knee and hip moments at the controlateral limb compared to asymptomatic subjects (Nolan & Lees, 2000).

As it is considered as a gait abnormality, physicians seek to correct vaulting during rehabilitation. Evaluation during clinical exam is mainly based on naked eye observations. The plantar flexion of the ankle cannot be identified immediately with the naked eyes due to the difficulty to observe a small angle. So the visual criterion is a premature rise of the controlateral heel during the single support, which is caused by vaulting. This qualitative analysis does not allow a quantification of the vaulting. However, a quantitative analysis of this abnormality would be very useful for the understanding of involved mechanisms and the assessment of the efficiency of rehabilitation. Therefore, there is a need to propose one or

some relevant and reliable parameter(s) able to quantify the vaulting during clinical follow-up of patients with amputation.

Few studies have analysed vaulting. Subjects with leg length discrepancy have shown an increase of the ankle planti-flexion of the short limb during the single support phase to assure toe clearance which could be assumed as vaulting (Walsh et al., 2000). More recently, ankle flexion power was used to characterize vaulting for children suffering from Charcot-Marie-Tooth disease (Ferrarin et al., 2012). Besides, as vaulting is an abnormality occurring during the single support phase, centre of pressure (COP) displacement under the controlateral foot should be affected. Abnormal COP displacement patterns have already been reported for both controlateral and prosthetic feet for transfemoral amputee subjects (Schmid et al., 2005). However, no correlations were made with gait deviations. To the author's knowledge, there is no study concerning quantification of vaulting for transfemoral amputee people.

The aim of the present study is to detect and quantify the vaulting phenomenon for transfemoral amputee people using several gait parameters in comparison to qualitative clinical assessment.

Material & methods

17 subjects with transfemoral amputation participated in data collection (16 male, 1 female, 37 yrs SD 10; height 1.74 m SD 0.09 weight 76 kg SD 10). 16 subjects were fitted with stance and swing phase controlled knees and energy-storing prosthetic foot; 1 subject was equipped with a pneumatic polyaxial knee and an energy-storing prosthetic foot. The mean amputation duration was 10.1 yrs SD 9. 28 asymptomatic subjects were recruited to form a control group (C) (17 male, 11 female, age 43 yrs SD 18; height 1.74 m SD 0.10 weight 70 kg SD 14). The protocol was approved by the local ethics committee and written informed consent were obtained from all participants.

The protocol was detailed in a previous study (Pillet et al., 2010). All subjects were fitted with 54 reflective markers following a pattern derived from the ISB recommendations (Wu et al., 2002, Wu et al., 2005). Kinematics of the whole body were recorded at 100 Hz with an 8-camera motion analysis system (Vicon V8i, Oxford Metrics, UK). Subjects were asked to

walk at a comfortable self-selected speed on a level surface instrumented with two force platforms (AMTI, 100Hz). A trial was considered as successful when each foot was placed centrally on a force plate during stance. Five successful trials were recorded. A personalized inertial model of the body for each subject was built using a static trial and a pair of photographs (Pillet et al., 2010). The model included feet, legs, thighs, pelvis, trunk, head, arm and forearm.

The spatio-temporal parameters, anatomical frames, segmental and articular kinematics and kinetics of the lower limbs were computed from the data of the five successful trials. The biomechanical analysis of vaulting was focused on a reduced set of parameters which are supposed to be linked to vaulting. It was hypothesized that vaulting is related to motion in the sagittal plane only. Thus, all chosen parameters were computed from the average curves in the sagittal plane. As vaulting is defined by a plantar flexion movement, the maximal plantar flexion angle of the controlateral ankle was computed during the controlateral single support phase ($AF_{lex}A_{ng}$) (Figure 1). Positive values define plantar-flexion whereas negative values define dorsi-flexion. As a propulsive movement occurs during vaulting, flexion power at the controlateral ankle was computed as the product between the internal flexion moment and the flexion angular speed at the controlateral ankle (Sadeghi et al., 2001). The power was normalized by subject's mass and was expressed in $W.kg^{-1}$. Positive values define a generated power whereas negative values define a dissipated power. The maximum value of the controlateral ankle flexion power during the single support phase ($AF_{lex}P_{wr}$) of the controlateral limb was computed (Figure 1) (Ferrarin et al., 2012). In order to analyse the compensative mechanisms at the controlateral knee, the maximal knee flexion angle ($KF_{lex}A_{ng}$) and the minimal knee flexion power between 0% and 40% of gait cycle ($KF_{lex}P_{wr}$) were also computed (Figure 1). As vaulting leads to a premature controlateral heel rise, a modification of the displacement of the COP can be expected. Therefore, the longitudinal position of the COP was computed in the controlateral foot anatomical frame (Figure 2). The origin of the frame was defined by the middle of the first and fifth metatarsal heads (called in the current study "centre of the metatarsal heads"). The X-axis was defined by the line joining

the calcaneum to the centre of the metatarsal heads. Position was normalized by the distance between the calcaneum and the centre of the metatarsal heads. The mean position of the COP during the stance phase along longitudinal axis was computed (*COPX*) (Figure 3). A positive value defined an average position of the COP in front of the centre of the metatarsal heads whereas a negative value defined an average position between the calcaneum and the centre of the metatarsal heads (-100% means that COP is placed at the calcaneum whereas a position equals to 0% means that COP is placed at the centre of the metatarsal heads). A temporal parameter linked to the COP trajectory was also defined. *COP%* was the instant of the gait cycle when COP longitudinal position became equal to the average COP position (*COPX*) (Figure 3).

Vaulting was also evaluated for transfemoral amputee subjects using video recordings of front and side views of each trial. According to the expertise of a medical doctor, patients were classified in three groups regarding observations of vaulting. Visual criterion was a premature heel detachment during the contralateral single stance phase. Transfemoral amputee subjects who presented a vaulting on video recordings formed the Vaulting group (V). Patients who did not show a vaulting constituted the No-Vaulting group (NV). For each parameter, statistical differences between the three groups (C, V, NV) were analysed using a Mann-Whitney test ($\alpha = 0.05$).

Results

Clinical observations of vaulting

Resulting from the review of the video recordings, vaulting was observed for 9 transfemoral amputee subjects who constituted the V Group. 6 amputee subjects did not show vaulting on video recordings, so they formed the NV group. 2 amputee subjects could not be classified according to the chosen visual criterion.

Biomechanical parameters

The mean values and the standard deviations of each population for all considered parameters are presented in Table 1.

No statistical differences were observed between the C group and the NV group for $AF_{lex}A_{ng}$, $AF_{lex}P_{wr}$, $KF_{lex}A_{ng}$, $KF_{lex}P_{wr}$ and $COP\%$. $COPX$ was significantly lower for the NV group compared to the C group ($p = 0.047$). This indicates that amputee subjects of the NV group showed an average position of the centre of pressure during the stance farther backward in the foot anatomical frame than the control subjects (-29% vs -22%).

The V group showed significantly higher values for $AF_{lex}P_{wr}$, $KF_{lex}P_{wr}$, $COPX$ and $COP\%$ compared to the C and NV group ($p < 0.001$). So amputee subjects showing vaulting presented a higher peak of flexion power during the contralateral single stance phase ($AF_{lex}P_{wr} = 0.46 \text{ W.kg}^{-1}$) and a higher dissipated power at the knee during the early stance ($KF_{lex}P_{wr} = -1.59 \text{ W.kg}^{-1}$). Their average position of the COP relatively to the foot frame was farther ahead ($COPX = -11\%$); furthermore the COP moved earlier in the front part of the foot during stance phase ($COP\% = 20.2\%$ of gait cycle). $KF_{lex}A_{ng}$ was significantly higher for V group compared to C group ($p < 0.01$). On the contrary, values were comparable between V and NV group ($p = 0.22$). No differences were found between groups regarding $AF_{lex}A_{ng}$.

Review of the two non-classified subjects

The values for the two non-classified subjects after reviewing the video recording are presented in Table 1.

Both subjects presented a dorsi-flexion at the contralateral ankle during the contralateral single stance phase ($AF_{lex}A_{ng} = -3.4^\circ$ and -1.3°). The ankle flexion powers for both subjects were of the same magnitude as the average value for the C group and the NV group (0.07 W.kg^{-1} and 0.03 W.kg^{-1}). The dissipated knee powers were close to the C and the NV group. Furthermore, $COPX$ and $COP\%$ parameters for both subjects presented values comparable to the V group. However, it was found higher values for $COPX$ (-3% and 14%) and lower values for $COP\%$ (23% and 24%) compared to the C group and the NV group.

Discussion

The aim of this study was to detect and quantify vaulting of transfemoral amputee people when walking on level surface. We analysed the differences between asymptomatic subjects

and two groups of amputee subjects – with or without vaulting according to clinical observations.

There was no difference in ankle flexion angle between the groups. The high variability of this parameter due to its sensitivity to anatomical landmarks identification jeopardizes its use to discriminate groups. Even if vaulting is characterized by a plantar-flexion movement of the ankle, the assessment of flexion angle is not accurate enough to identify or quantify vaulting. On the contrary, ankle flexion power appears to be a reliable parameter for vaulting identification and quantification. This parameter is directly linked to the concentric work of muscles of the controlateral ankle (Sadeghi et al., 2000). Furthermore, all amputee subjects presenting vaulting showed ankle flexion power values higher than 0.15 W.kg^{-1} whereas values below 0.1 W.kg^{-1} were observed for other amputee subjects (Figure 4) suggesting that a threshold value can be defined for a quantitative vaulting detection during clinical follow-up from conventional gait analysis.

Significant modifications were also found at the controlateral knee for amputee subjects showing vaulting compared with other groups. The patients of the vaulting group showed higher values of knee flexion during the beginning of the controlateral stance. Higher dissipated power at the knee during the double support in the early stance phase was also found. These results indicate a higher eccentric muscle work at the knee during the double support at the beginning of the stance phase (Perry, 1992). These modifications at the knee occurring during the loading response appeared prior to the ankle plantar flexion. The higher flexion and higher eccentric work of the controlateral knee are to prepare the vaulting movement. As already stated, the aim of vaulting is to lift the body up in order to facilitate toe clearance. This lifting is all the more effective if the maximal inclination of the tibia in the sagittal plane is reached earlier in the stance phase of gait. This anticipated progression of the tibia allows both lengthening the soleus muscle to maximize its contraction efficiency and putting the centre of mass of the body ahead the ankle joint to benefit from its plantar flexion motion. The increased knee flexion observed in the vaulting group compared with other groups can be interpreted as a consequence of the faster advancement of the

tibia. In the same time, the knee joint must be stabilized by knee extensor muscles inducing an increase of the power dissipated by the joint during loading response (Perry, 1992). Results found in the present study agree with the literature. Observations regarding kinematics and kinetics of the controlateral ankle and controlateral knee for the V group compared to the other groups (Figure 5) were consistent to the results obtained by Ferrarin et al on three children suffering from Charcot-Marie-Tooth and presenting vaulting (Ferrarin et al., 2012). In spite of a small sample size, the authors reported the same association of important generated power at the controlateral ankle with a higher flexion angle and dissipated power at the controlateral knee during the early stance phase. These results indicated the existence of a preparation strategy used by patients presenting vaulting. Results concerning COP displacement must be observed with caution. It was hypothesized that vaulting should induce a faster displacement of the COP towards the front part of the foot during the controlateral stance. Schmid et al have analysed COP displacement for 12 transfemoral amputee subjects compared to asymptomatic subjects (Schmid et al., 2005). Anticipated longitudinal displacement of the COP was found at the controlateral limb for transfemoral amputee people. However, no link was made with the vaulting phenomenon. It was found in the current study that vaulting is associated to an abnormal COP displacement due to the premature heel rise. On the contrary, premature heel rise seems not to be sufficient to define vaulting as it is shown by the two non-classified subjects. Concerning these subjects, video recordings review did not allow making decision regarding classification. The defined visual criterion – a premature heel rise – was observed on video for both patients but was not associated with an elevation of the body during the controlateral stance phase. $COPX$ and $COP\%$ values for both subjects were close to the V group values indicating that COP moves faster to the front part of the foot. In the same time, negative values for $AF_{lex}P_{wr}$, similar to C and NV group average values, show that there is a dorsiflexion and dissipated power at the controlateral ankle during the controlateral single stance phase. Thus, both patients presented a premature heel rise without propulsive movement at

the ankle, highlighting the limits of qualitative observations of vaulting, based on the visual criterion of premature heel detachment.

Another methodological limit lies in the sample size. The amputee people were separated in two subgroups composed each of 9 and 6 subjects. Larger samples will enforce statistical analysis in further works to define threshold values of biomechanical parameters for automatic vaulting detection. However, regarding the literature and difficulties in recruiting transfemoral amputee subjects, the 17 transfemoral amputee subjects who participated in the current study constitute one of the biggest populations of lower-limb amputee people.

Conclusion

Vaulting was analysed for a population of transfemoral amputee people using quantitative gait analysis. Transfemoral amputee subjects presenting vaulting showed a peak of generated power at the controlateral ankle during the controlateral single stance phase. This parameter seems to be the best quantitative criterion to detect and quantify vaulting and can be easily computed from conventional gait analysis data. Prior to this power peak, adaptations at the controlateral knee occurred and can be interpreted as a preparation of the propulsive movement at the ankle. Premature heel detachment is the currently used visual criterion to detect vaulting during clinical exam but is not always relevant. The main component of vaulting is the propulsive movement of the controlateral ankle and should be the main focus of clinical exam for vaulting detection.

Acknowledgments :

This study was supported by the French National Research Agency, under reference ANR-2010-TECS-020. The authors are deeply grateful to F.Lavaste, N.Martinet, J.Paysant, N.Rapin for their contribution to the study.

References

- Engsberg *et al.*, 1993 Engsberg, J. R., Lee, A. G., Tedford, K. G., & Harder, J. A. 1993. Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during running. *Prosthet Orthot Int*, **17**(2), 83–89.
- Ferrarin *et al.*, 2012 Ferrarin, M., Bovi, G., Rabuffetti, M., Mazzoleni, P., Montesano, A., Pagliano, E., Marchi, A., Magro, A., Marchesi, C., Pareyson, D., & Moroni, I. 2012. Gait pattern classification in children with Charcot-Marie-Tooth disease type 1A. *Gait Posture*, **35**(1), 131–137.
- Nolan & Lees, 2000 Nolan, L., & Lees, A. 2000. The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees. *Prosthet Orthot Int*, **24**(2), 117–125.
- Perry, 1992 Perry, J. 1992. *Gait Analysis : Normal and Pathological Function*. SLACK Incorporated.
- Pillet *et al.*, 2010 Pillet, Hélène, Bonnet, Xavier, Lavaste, François, & Skalli, Wafa. 2010. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait Posture*, **31**(2), 147–152.
- Sadeghi *et al.*, 2000 Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, M. 2000. Contributions of lower-limb muscle power in gait of people without impairments. *Physical Therapy*, **80**(12), 1188–1196. cited By (since 1996)17.
- Sadeghi *et al.*, 2001 Sadeghi, H., Allard, P., & Duhaime, P. M. 2001. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *Am J Phys Med Rehabil*, **80**(1), 25–32.
- Schmid *et al.*, 2005 Schmid, M., Beltrami, G., Zambarbieri, D., & Verni, G. 2005. Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. *Gait Posture*, **21**(3), 255–262.
- Smith *et al.*, 2002 Smith, D. G., Michael, J. W., & Bowker, J. H. 2002. *Atlas of amputations and limb deficiencies*. American Academy of Orthopaedic Surgeons.

- 265 Walsh *et al.*, 2000 Walsh, M., Connolly, P., Jenkinson, A., & O'Brien, T. 2000. Leg length
266 discrepancy—an experimental study of compensatory changes in three dimensions using gait
267 analysis. *Gait Posture*, **12**(2), 156–161.
- 268 Waters, 1999 Waters, R.L., Mulroy S. 1999. The energy expenditure of normal and
269 pathologic gait. *Gait and Posture*, **9**(3), 207–231. cited By (since 1996) 202.
- 270 Wu *et al.*, 2002 Wu, Ge, Siegler, Sorin, Allard, Paul, Kirtley, Chris, Leardini, Alberto,
271 Rosenbaum, Dieter, Whittle, Mike, D'Lima, Darryl D, Cristofolini, Luca, Witte, Hartmut,
272 Schmid, Oskar, Stokes, Ian, Standardization, & of the International Society of Biomechanics,
273 Terminology Committee. 2002. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system
274 of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine.
275 International Society of Biomechanics. *J Biomech*, **35**(4), 543–548.
- 276 Wu *et al.*, 2005 Wu, Ge, van der Helm, Frans C T, Veeger, H. E J DirkJan, Makhsous,
277 Mohsen, Roy, Peter Van, Anglin, Carolyn, Nagels, Jochem, Karduna, Andrew R, McQuade,
278 Kevin, Wang, Xuguang, Werner, Frederick W, Buchholz, Bryan, & of Biomechanics,
279 International Society. 2005. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of
280 various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand.
281 *J Biomech*, **38**(5), 981–992.

Table 1: Values of biomechanical parameters related to vaulting for each group and the two non-classified subjects. ($AF_{lex}A_{ng}$: Ankle flexion angle, $AF_{lex}P_{wr}$: Ankle flexion power, $KF_{lex}A_{ng}$: Knee flexion angle, $KF_{lex}P_{wr}$: Knee flexion power, $COPX$: mean longitudinal position of the COP in the anatomical foot frame, $COP\%$: % of gait cycle when COP moves ahead of its average position)

Mean SD [range]	Control Group (C) (n = 30)	No-Vaulting Group (NV) (n = 6)	Vaulting Group (V) (n = 9)	Non classified amputees	
				1	2
$AF_{lex}A_{ng}$ (°)	1,1 SD 2,4 [-2,5 ; 7,2]	1,8 SD 2,6 [-1,4 ; 4,6]	2,8 SD 3,2 [-4,0 ; 6,4]	-3,4	-1,3
$AF_{lex}P_{wr}$ (W.kg ⁻¹)	-0,06 SD 0,13 [-0,35 ; 0,26]	-0,06 SD 0,12 [-0,27 ; 0,09]	0,46 SD 0,24 †† [0,15 ; 0,93]	0,03	0,07
$KFlexAng$ (°)	16,9 SD 3,9 [9,7 ; 23,3]	17,4 SD 6,4 [9,7 ; 25,8]	22,7 SD 3,8 † [19,7 ; 32,2]	21,1	20,4
$KFlexPwr$ (W.kg ⁻¹)	-0,92 SD 0,54 [-2,24 ; -0,02]	-0,86 SD 0,39 [-1,36 ; -0,24]	-1,59 SD 0,61 †† [-2,42 ; -0,79]	-0,70	-0,39
$COPX$ (% foot length)	-23 SD 5 [-32 ; -9]	-29 SD 2 † [-32 ; -27]	-11 SD 4 †† [-16 ; -4]	-3	-14
$COP\%$ (% gait cycle)	28,3 SD 3,6 [22 ; 36]	29,7 SD 3,7 [25 ; 35]	20,2 SD 1,6 †† [18 ; 22]	23	24

†: Significantly different from C group ($p < 0.05$)

‡: Significantly different from NV group ($p < 0.05$)

Figure 1: Patterns of contralateral ankle and knee flexion angle and power (solid line: control group; dotted line: transfemoral amputee subject with vaulting). Computed parameters supposed to be linked to vaulting are represented on the graphs.

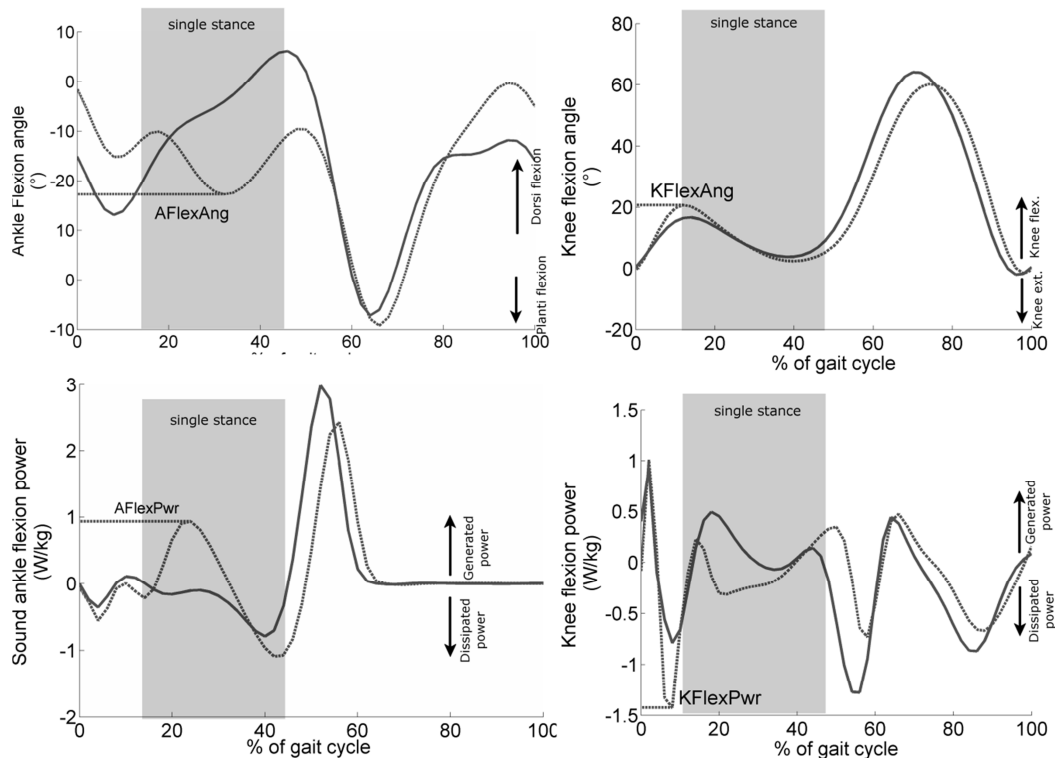


Figure 2: Description of the anatomical frame of the foot. Origin is the centre of the metatarsal heads. X_f is the vector joining the calcaneum to the middle of 1st and 5th metatarsal heads. Z_f is the vector joining the 1st and 5th metatarsal heads. Y_f is obtained from the cross-product of Z_f and X_f .

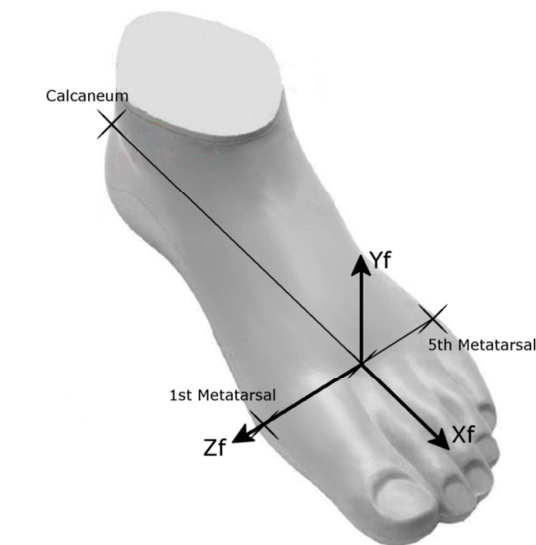


Figure 3: COP displacement along the X-axis of the anatomical foot frame vs time (solid line: control group; dotted line: transfemoral amputee subject with vaulting). Displacement was normalised with respect to the distance between calcaneum and the centre of the metatarsal heads.

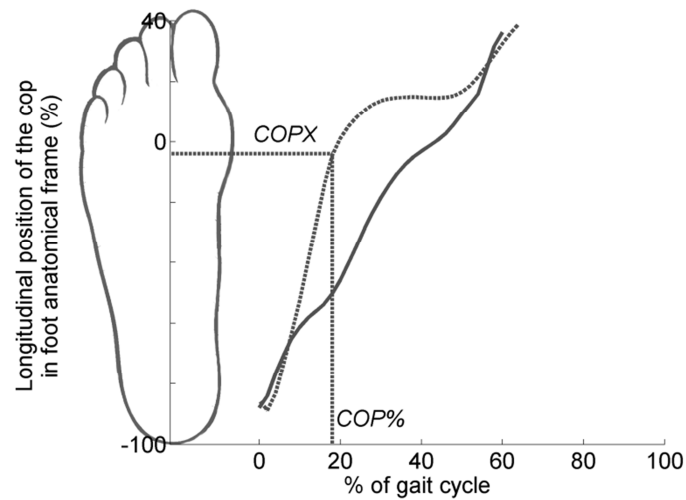


Figure 4: Boxplot of the maximum value of ankle flexion power during the controlateral single stance support for each group.

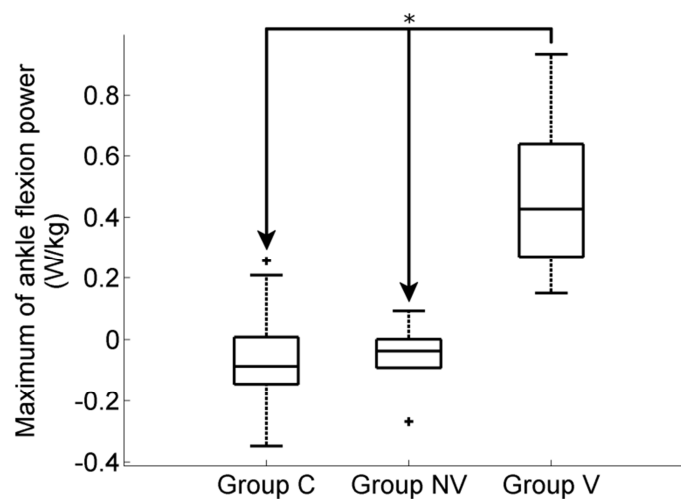
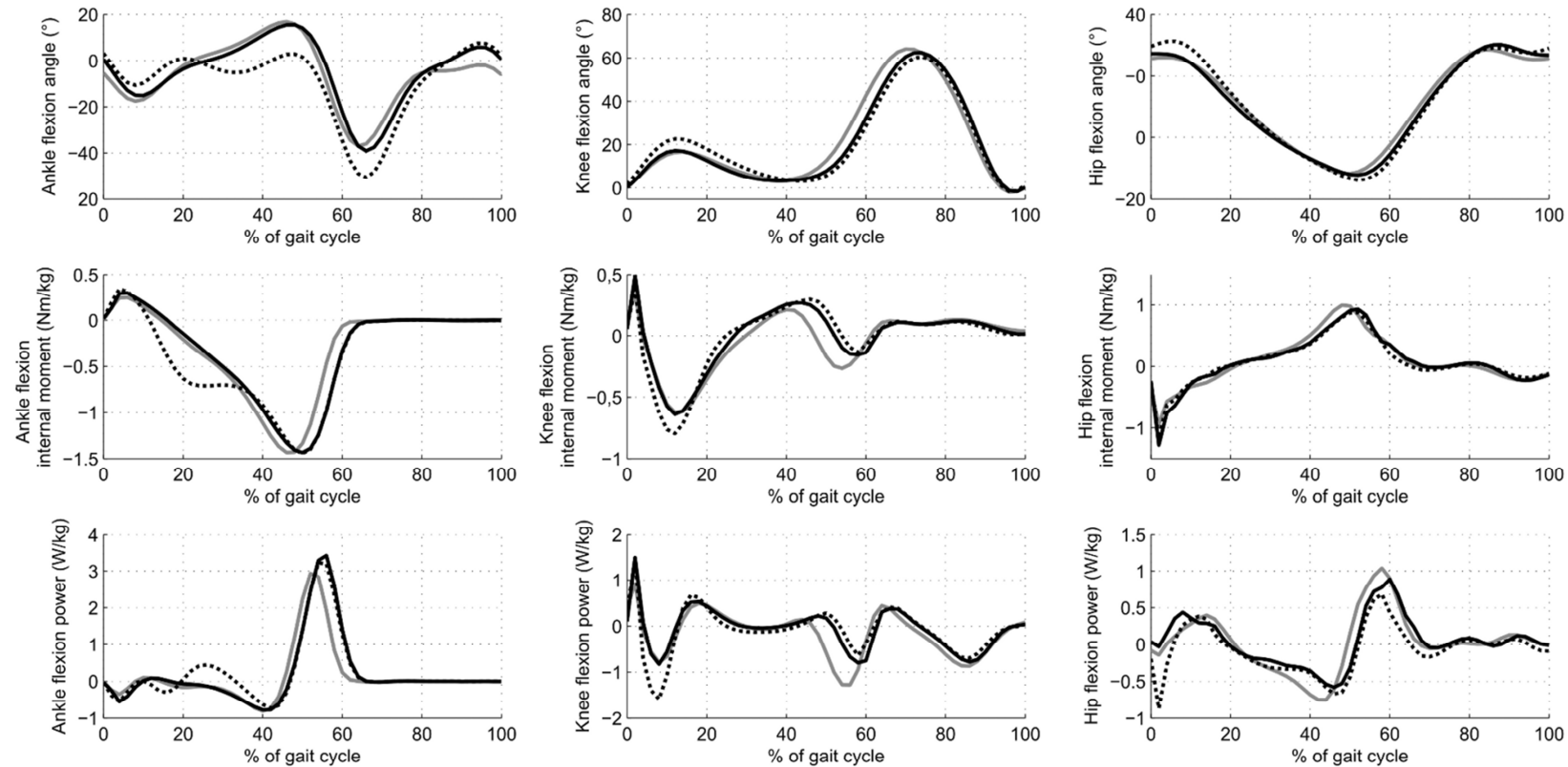


Figure 5: Sagittal kinematics and kinetics of the control group (grey line), the No-Vaulting group (solid line) and the Vaulting group (dotted line)



ANNEXE G ARTICLE ACCEPTE PAR LA REVUE JOURNAL OF
REHABILITATION RESEARCH & DEVELOPMENT

Title: INFLUENCE OF TRANSTIBIAL AMPUTEE PHYSICAL CAPACITIES ON GAIT
ADJUSTMENTS ON SLOPED SURFACES.

Short title: TRANSTIBIAL AMPUTEE GAIT ON SLOPED SURFACES

Authors: Langlois Karine^a, MSc, Villa Coralie^a, MSc, Bonnet Xavier^b, PhD, Lavaste
François^{a,c}, PhD, Fodé Pascale^c, MD, MSc, Martinet Noel^d, MD, Pillet Hélène^a, PhD.

Affiliations:

a Arts et Metiers ParisTech, LBM, 151 boulevard de l'Hôpital, 75013, Paris, France

b PROTEOR, Handicap Technologie, France;

c INI, Centre d'Etude et de Recherche sur l'Appareillage des Handicapés, BP 50719
57147, Woippy Cédex, France

d Centre de médecine physique et de réadaptation Louis Pierquin IRR-UGECAM
Nord -Est 75, Boulevard Lobau, CS 34209, 54042, Nancy Cedex, France

The study was performed in a, c, d.

Funding/Support: This study was supported by the French National Research Agency, under reference ANR- 2010-TECS-020.

Abstract

The aim of the study was to investigate how kinematic and kinetic adjustments between level and slope locomotion of transtibial amputees are related to their individual muscular and functional capacities. A quantified gait analysis was conducted on flat and slope surfaces for seven patients with transtibial amputation and a control group of 8 subjects to obtain biomechanical parameters. In addition maximal isometric muscular strength (knee & hip extensors) and functional scores were measured. The results of this study showed that most of the transtibial amputees could adapt to ramp ascent either by increasing ankle, knee and hip flexion angles of the residual limb or/and by recruiting their hip extensors to guarantee enough hip extension power during early stance. Besides, six minutes walk score was showed to be a good predictor of adaptation capacities to slope ascent. In ramp descent, the increase of knee flexion moment was correlated with knee extensor strength and residual limb length. However, no correlation was observed with functional parameters. Results show that the walking strategy adopted by transtibial amputee to negotiate ramp locomotion mainly depends on their muscular capacities. Therefore, muscular strengthening should be a priority during rehabilitation.

Key Words

Biomechanics, gait analysis, joint power, kinematics, kinetics, muscle strength, rehabilitation, slope walking, stump length, transtibial amputation.

Abbreviations

PPA-LCI : Prosthetic Profile Amputee-Locomotor Capacities Index

SF-36 : Short Form 36

Introduction

The activity level of transtibial amputees depends upon their physical condition, their prosthetic components and how they use their prosthesis. Different kinds of evaluations are currently used to assess locomotion outcomes of the patients. For example, muscular capacities of the patients are evaluated by quantifying maximal isometric muscular strengths [1]. Functional evaluations are also used to give global scores based on self-reported questionnaires such as PPA-LCI and SF 36, or on performance measures such as the six-minute walk test [2]. Finally, quantitative analysis of gait provides detailed biomechanical parameters useful to the understanding of gait limitations [3]. Most often, these parameters (muscular, functional and biomechanical) are studied independently. Only a few studies have attempted to correlate these parameters during both level surface and stair locomotion [4] [5].

In the literature, the modifications of biomechanical parameters that occur when walking on slopes compared to level walking have already been well described for

asymptomatic subjects. In brief, during ramp ascent, the major adjustments are the increase of ranges of motion of lower limb joints and of hip external flexion moment [6] [7]. These alterations were associated with a higher generated ankle power at the end of the stance phase and a higher generated hip power at the beginning of the stance phase [8]. During ramp descent, an increase of knee flexion angle, knee external flexion moment and absorbed knee power have been reported [6] [7] [8].

Literature about transtibial amputees during level walking shows that the peaks of power at the lower limb joints of transtibial amputees are different from those of asymptomatic subjects due to the loss of ankle muscles. Sadeghi et al. showed a decrease in absorbed knee power together with an increase in generated hip power [9] in the residual limb in order to compensate for the absence of active ankle plantar flexion of prosthetic feet. These impairments are expected to worsen when walking uphill with the need to lift the body [6] [10]. To date, three studies have analyzed the locomotion of transtibial amputee in slopes [11] [12] [13]. Vrieling et al. [11] analyzed kinematical alterations between level walking and slope ascent and descent. During uphill walking, they observed an increase in hip and knee flexions at heel strike on the prosthetic side. During downhill walking, the main alteration was the increase in residual knee flexion in late stance. However, in their study, the inclination of the slope was limited to 5% and dynamic parameters were not estimated. On the contrary, Fradet et al. [12] and Vickers et al. [13] calculated both kinematic and kinetic parameters for transtibial amputees compared to asymptomatic subjects. Vickers et al. [13] showed that transtibial amputees reduced their speed, hip and knee flexion ranges of motion and generated less moment in the knee particularly during descent. In these two studies the inclinations of the slopes were 9% and 13% but these authors did not perform any comparison to level walking as a reference.

Previous studies aiming at establishing relationships between muscular parameters and gait characteristics have already shown some significant correlations. However all studies have been performed on flat surfaces to date [14] [5] [2].

To our knowledge, no studies have investigated yet the link between muscular forces, functional scores and biomechanical parameters during transtibial amputee gait on slopes. Considering the adjustments already observed for asymptomatic subjects during ramp ambulation, it can be hypothesized that the muscular capacities of transtibial amputees, in particular at the hip in ascent and at the knee in descent, will have a high impact on their ability to biomechanically adapt their gait on slopes. It is also to be expected that this ability will be related to functional scores traditionally used to evaluate the activity level of lower limb amputees.

In this framework, the aim of this study is to investigate how kinematic and kinetic adjustments between level and slope locomotion of transtibial amputees are related to their individual muscular and functional capacities.

Materials and Methods

Subjects

Seven active patients with transtibial amputation (age 48 +/- 13 years, height 1.74 +/- 0.05 m, mass 83 +/- 10 kg) participated in the study. The protocol was approved by the local ethics committee and all participants gave their consent. All patients were amputated for traumatic reasons, except one for tumoral cause, and were wearing their own prosthetic foot. Eight asymptomatic subjects (age 46 +/- 19 years, height

1.77 +/- 0.10 m, mass 68 +/- 13 kg) were recruited to obtain reference data of the biomechanical parameters.

Protocol

Data collection was conducted in two different motion analysis laboratories with the same instrumentation, the same protocol and the same operators.

Regarding the biomechanical analysis, patients and control subjects were equipped with 54 markers whose positions were recorded with an optoelectronic motion analysis system (Vicon V8i, UK) in accordance with the protocol described by Pillet et al. [15]. The inertial parameters of the body used in inverse dynamics to compute kinetic parameters were obtained according to the method proposed by Pillet et al. [15]. Subjects were asked to walk at a comfortable self-selected speed on a flat pathway and on a 12% inclined slope. Two force platforms (AMTI, 100Hz) were used to measure ground reaction forces. Five successful trials (when each lower limb hit one force platform) were recorded for each condition.

Regarding the muscular and functional evaluations, only amputee patients were tested during a clinical examination conducted prior to gait analysis. The isometric strength of hip extensors, hip abductors and knee extensors was assessed using a handheld dynamometer according to the protocol described by Maffiuletti [1]. The average force over three measurements of isometric maximal voluntary contraction was scaled by the lever arm (taken from the dynamometer to the joint axis) and the patient's weight for each group of muscles.

The stump length was measured from the lateral epicondyle of the knee to its bone extremity and normalized according to the sound limb length measured from the lateral epicondyle of the knee to the lateral malleolus.

In addition, all amputee subjects completed PPA-LCI (prosthetic profile amputee-locomotor capacities index) and SF-36 (short form) self-reported questionnaires [16] [17]. A functional score out of 70 was calculated from the PPA-LCI and a score out of 30 was calculated from the mobility item of the SF36. The functional capacities of amputee subjects were tested with the six-minute walk test measuring the distance covered in six minutes by the patients on level surface [2].

Data analysis

Spatio-temporal parameters, anatomical frames, segmental and articular kinematics and kinetics of the lower limbs were computed according to Pillet et al [15]. All parameters were estimated for level walking and for the ascent and the descent of the slope.

Several biomechanical parameters identified as being significantly modified for asymptomatic subjects when walking on slopes were selected based on previous literature [6] [8]. Thus, for each situation (level, uphill and downhill walking) the following spatiotemporal parameters were computed: gait speed, step length, percentage of stance phase and the amplitude of flexion angles of the ankle, knee and hip joints. Then, the following parameters were quantified during level and uphill walking: the ankle flexion angle at the end of the weight acceptance phase (20% of the gait cycle), the knee flexion and hip flexion angles at heel strike, the peak generated hip power in early stance and the peak generated ankle power in late stance. Likewise, the following parameters were quantified during level and downhill

walking: the knee flexion angle at the end of the single stance phase (40% of gait cycle), the hip flexion angle at heel strike, the peak knee moment in early stance and the peak knee power in early stance. All these parameters were evaluated on the residual limb side for amputees and as the mean of right and left sides for control subjects. Variations of biomechanical parameters between level and slope walking were expressed by computing the difference of the value of each biomechanical parameter during ramp ascent/descent minus its value during level walking (Figure 1). These variations were considered as quantitative parameters characterizing the adjustment strategy.

Statistics

A Lilliefors test was used to test normality on all parameters. A correlation analysis was performed between muscular strengths, functional scores and all quantitative biomechanical parameters defined to characterize the adjustment strategy. Pearson correlation coefficients were calculated in case of normality and Spearman correlation coefficients in case of non-normality. The level of significance was set at $\alpha=0.05$.

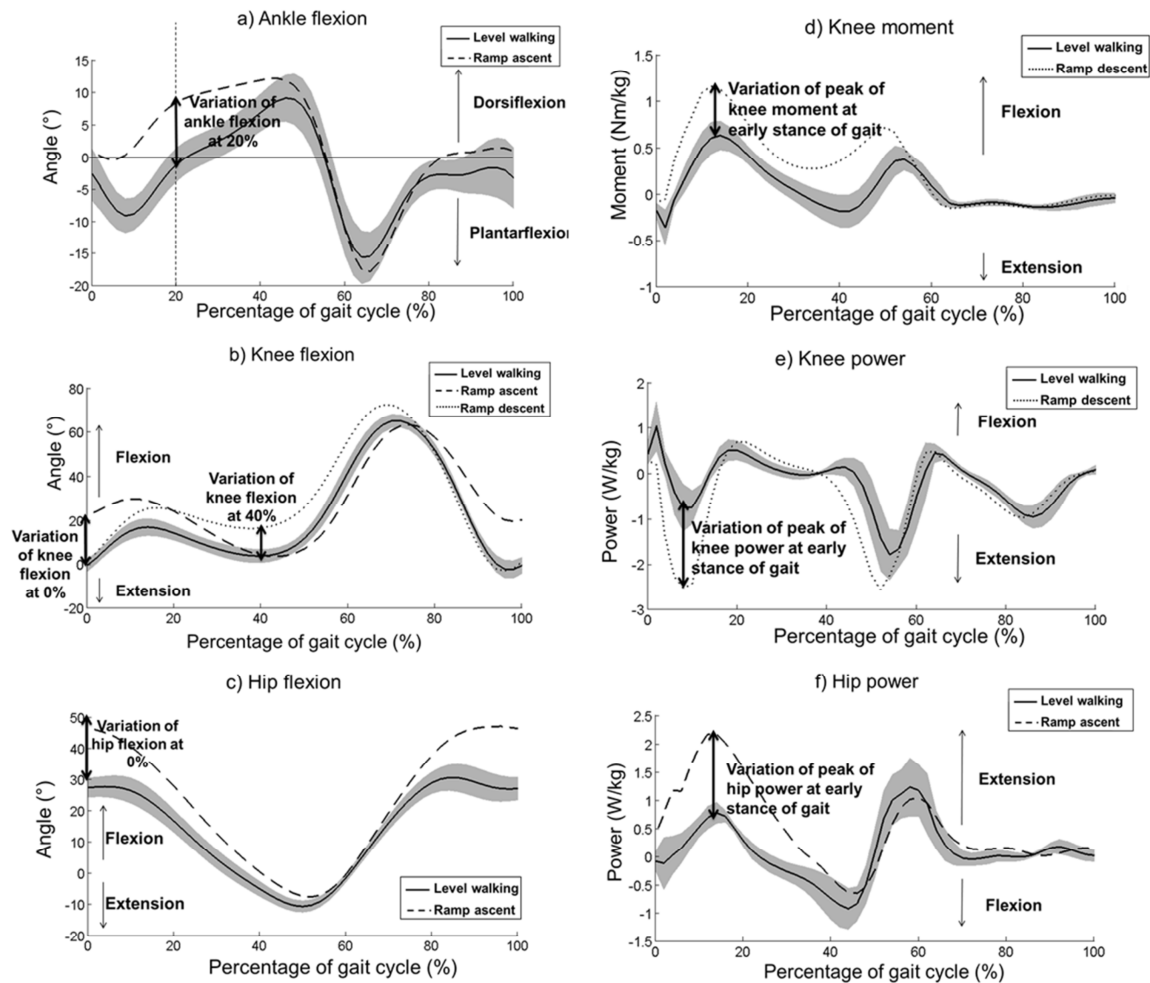


Figure 1: Patterns of kinematic and kinetic parameters (average of control group) during ramp ascent (a,b,c,f) and descent (b,d,e). Biomechanical parameters of interest were extracted and represented on each graph.

Results

1. Muscular parameters and functional scores

The PPA-LCI score (considered as the reference test for the locomotion of amputees) results between 62 and 70 out of a maximal score of 70 (with 5 patients who scored 70). This finding suggests that for our population, the PPA-LCI was not discriminatory enough; this limit has been previously observed by Miller et al. [17]. The scores of SF36 and six-minute walk test are reported in Table 1.

Concerning muscular parameters, the strengths of gluteus maximus and quadriceps of residual and intact limbs are summarized in Table 1. For all patients, there was no deficiency of gluteus maximus whereas a decrease of the muscular strength of the quadriceps was observed. Pearson correlation showed that quadriceps strength was correlated to stump length ($r=0.951$, $p=0.001$).

Patients	Residual limb length (% of intact limb length)	Gluteus maximus (Nm/kg)		Quadriceps (Nm/kg)		SF36 (maximal score : 30)	Six minute walk test (m)
		Residual limb	Intact limb	Residual limb	Intact limb		
01	27	1.1	1.2	0.2	1.1	26	390
02	63	1.5	1.6	1.2	1.9	27	530
03	83	1.7	1.6	1.2	1.5	25	480
04	62	1.2	1.1	1.35	1.55	30	465
05	27	1.1	1.2	0.3	1.2	27	475
06	35	0.6	0.7	0.5	1.0	22	380
07	32	0.7	0.7	0.3	1.2	22	430

Table 1 : Functional scores and Muscular strengths of gluteus maximus and quadriceps for both limbs and residual limb length.

2. Correlations among biomechanical parameters variations and muscular and functional outcomes

Ramp ascent

Table 2 presents the variation in the biomechanical parameters of the residual limb between slope ascent and level walking.

		Variation between slope ascent and level walking									
Subjects		Walking velocity (m/s)	Step length (m)	ROM of prosthetic ankle (°)	ROM of residual knee (°)	ROM of residual hip (°)	Knee flexion at initial contact (°)	Hip flexion at initial contact (°)	Ankle dorsiflexion at 20% of the gait cycle (°)	Peak of hip power in early stance phase (W/kg)	Peak of ankle power late stance phase (W/kg)
Patients	01	-0.14	-0.02	0	1	9	6	-13	-1	0.82	0.20
	02	0.00	0.04	-10	-7	16	27	-25	-13	1.85	0.46
	03	-0.13	-0.05	-2	1	6	11	-13	-2	1.60	0.35
	04	-0.06	0.02	0	-3	8	10	-13	-1	2.06	0.85
	05	-0.03	0.07	-2	-12	10	11	-17	-9	1.35	0.32
	06	-0.54	-0.09	-4	-15	-2	6	-8	2	0.12	-0.50
	07	-0.36	-0.04	-2	-8	15	3	-9	-3	0.44	-0.63
	Mean (std)	-0.18 (0.20)	-0.01 (0.06)	-3 (3)	-6 (6)	9 (6)	11 (8)	-14 (6)	-4 (5)	1.18 (0.73)	0.15 (0.53)
Controls	Mean (std)	-0.21 (0.37)	0.01 (0.05)	4 (2)	-7 (4)	13 (6)	22 (5)	-20 (4)	-9 (3)	1.12 (0.87)	0.80 (0.95)

Table 2: Variation of biomechanical parameters between slope ascent and level walking

Transtibial amputees walked at an average speed of 1.32 m/s (+/- 0.08) on the flat surface. For the control group the walking velocity was of 1.36 m/s (+/- 0.12). During ramp ascent, the average speed was 1.14 m/s (+/- 0.25) for the transtibial amputee group against 1.24 m/s for the control group. The decrease in gait speed was correlated to the muscular strength of hip extensors (gluteus maximus) ($r=0.781$, $p=0.038$).

An increase in the peak hip power during early stance was observed in the population of transtibial amputees. The increase in the peak hip power was correlated to the muscular strength of hip extensors (gluteus maximus) ($r=0.815$, $p=0.025$), to the SF36 score ($r=0.879$, $p=0.009$), and to the six-minute test score ($r=0.829$, $p=0.021$).

Concerning kinematic parameters, hip and knee flexion angles increased at initial contact and ankle dorsiflexion angle increased at 20% of gait cycle. Moreover, these increases were correlated for knee and hip ($r=-0.940$, $p=0.002$) and for ankle and hip ($r=0.920$, $p=0.003$). Kinematic variations were correlated to the six-minute test score ($r=-0.806$, $p=0.029$ for the ankle, $r=0.814$, $p=0.026$ for the knee and $r=-0.842$, $p=0.018$ for the hip).

Ramp descent

Table 3 presents the variation in the biomechanical parameters between slope descent and level walking.

As concerns the residual knee, an increase in the flexion angle at mid stance, in the peak flexion moment and in the absorbed power in early stance were found.

		Variation between slope descent and level walking							
Subjects		Walking velocity (m/s)	Step length (m)	ROM of prosthetic ankle (°)	ROM of residual knee (°)	ROM of residual hip (°)	Knee flexion at mid stance (°)	Peak of knee moment in early stance (Nm/kg)	Peak of knee power in early stance (W/kg)
Patients	01	-0.20	-0.08	0	7	-28	18	0.21	-0.11
	02	-0.12	-0.07	0	4	-16	25	0.27	-0.10
	03	-0.11	-0.08	0	7	-10	16	0.64	-1.05
	04	-0.13	-0.09	-1	4	-15	19	0.48	-1.46
	05	0.05	-0.08	2	7	-2	7	0.14	-0.06
	06	-0.56	-0.22	-4	-8	-16	10	0.08	0.13
	07	-0.46	-0.15	-2	-3	-12	6	0.12	-0.03
	Mean (std)	-0.22 (0.21)	-0.11 (0.05)	-1 (2)	2 (6)	-14 (8)	14 (7)	0.28 (0.21)	-0.38 (0.61)
Controls	Mean (std)	-0.11 (0.18)	-0.04 (0.05)	-1 (5)	7 (4)	-9 (3)	13 (4)	0.64 (0.22)	-2.24 (0.96)

Table 3: Variation of biomechanical parameters between slope descent and level walking

The increase in the first peak knee flexion moment in early stance was strongly correlated to muscular strength of the quadriceps ($r=0.800$, $p=0.031$) and to the stump length ($r=0.894$, $p=0.007$). It was also correlated to the variation of the first peak knee power in early stance ($r=-0.895$, $p=0.007$).

No correlation was found between the variation of biomechanical parameters and the functional scores or the variation of spatio-temporal parameters.

Discussion

The present study aimed at identifying the relationships between muscular and functional abilities of transtibial amputees with the biomechanical adaptations when walking on inclined surfaces compared to level surfaces.

Ramp ascent

The situation of ramp ascent requires a high hip power in early stance to lift the body [8]. In the present study, an increase in the peak hip power in early stance was observed among amputee subjects. The value of the peak of hip extensors power was highly correlated to the maximal isometric strength of the residual hip extensor (gluteus maximus). Thus, when available, the strength of the hip extensor was used to increase the power supplied to the body. In addition, the decrease of walking velocity, observed during ramp ascent compared to level walking [13], was reduced for the patients exhibiting higher hip extensor strength in their residual limb. This

velocity variation could be proposed as an individual parameter characterizing the ability of the patient to climb the slope. Finally, the hip extensor strengthening already recommended to compensate for the loss of ankle muscles during level walking [9] [18] [19] would be all the more beneficial during slope ascent.

Regarding kinematic parameters variations, the prosthetic ankle was more dorsiflexed at the end of the bearing period, and the flexions of the residual knee and hip were greater at heel strike. However, these increases were of different magnitudes among amputee patients. As already described in the literature, the increases of these kinematic parameters were higher for the control group than for the transtibial patients of this study [13]. Considering the adaptations of asymptomatic subjects as a reference, it is assumed that the capacity to increase lower limb mobility would be directly related to the ability to adapt to slope ascent.

The results also showed that a lack of mobility at the ankle would affect kinematics of the overlying joints as knee and hip parameters were correlated to ankle dorsiflexion parameter. Using the Proprio Foot prosthesis set in ramp mode Fradet et al. [12] have previously observed that having a larger angle of ankle flexion during ramp ascent improved knee kinematics.

The results of this study showed that most of the transtibial amputees could adapt to ramp ascent either by altering ankle, knee and hip flexion angles of the residual limb or/and by recruiting their hip extensors to guarantee enough hip extension power during early stance to walk uphill.

The increase of kinematic parameters and the increase of hip power in early stance were correlated with the six minute walk test scores. Although the six minute walk test is not specific to this situation, a good performance in this endurance test was a

predictor of an adaptation close to the one of asymptomatic people from a kinematic point of view.

Ramp descent

The adaptations to ramp descent were observed to be mainly realized by the knee for asymptomatic subjects [6] [8]. In fact the knee flexion during stance phase enables subjects to lower their center of gravity. However, this increase of flexion induces an increase in the peak flexion moment that must be controlled by the quadriceps [6]. It must be noted that the maximum isometric quadriceps strength of the residual side was less than a half of the intact side in seven transtibial patients, thus jeopardizing the control of the knee. The increase in the peak knee flexion moment in early stance found for our group of amputees varied between patients and was correlated to the quadriceps strength of the residual knee. It could be assumed that patients with low quadriceps force limit their knee flexion moment in descent.

Our results also showed that maximal quadriceps strength was highly correlated with stump length. Indeed, Fraisse et al. [20] previously demonstrated that muscular strength loss was more important in the case of short stumps. Contrary to the findings for ramp ascent, no correlation between the above mentioned parameter, functional score and variation of spatio-temporal parameters was found during ramp descent.

Finally, qualitative observation of strategies for walking downhill showed important variations among subjects: some were able to control their descent increasing knee peak moment like the control group, some reduced gait speed and step length and others swept along the ramp. This is consistent with the findings of Hunter et al. [21] who suggested that walking downhill resulted from a compromise between the

necessity of ensuring stability and the concern for minimizing energy which can be more difficult to achieve for people with gait disorders.

Study limitations

Few subjects were recruited in the study and they wore different prosthetic components. This heterogeneity, although inherent to this type of study, could affect the patterns of gait of the patients, only to a certain extent as all prosthetic feet were energy storing prosthetic feet [23]. This study is the first one investigating relationship between functional and muscular capacities and adaptation to ramp ambulation in transtibial amputees. The heavy experimental procedure proposed in this explorative study should now be simplified to complete the results through an extensive study on the selected parameters.

Conclusion

The present study linked muscular capacities of the residual limb with biomechanical walking adjustments between level and inclined surfaces for transtibial amputee patients. Results suggested that muscular strengthening of hip and knee extensors during amputee rehabilitation could enhance ability to negotiate ramps. This is all the more true for patients with short stumps who usually present reduction of the quadriceps strength in the residual limb.

Concerning functional evaluations of patients, the results of the study showed that six minute walk test and the decrease of gait velocity were good predictors of amputee ability to walk uphill. On the contrary, no such predictor was found for ramp descent.

References

1. Maffiuletti NA. Assessment of hip and knee muscle function in orthopaedic practice and research. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(1):220-229.
2. Raya MA, Gailey RS, Fiebert IM, Roach KE. Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International.* 2010;34(1):73-84.
3. Sagawa Y, Turcot K, Armand S, Thevenon A, Vuillerme N, Watelain E. Biomechanics and physiological parameters during gait in lower-limb amputees: a systematic review. *Gait Posture.* 2011;33(4):511-526.
4. Vanicek N, Strike SC, McNaughton L, Polman R. Lower limb kinematic and kinetic differences between transtibial amputee fallers and non-fallers. *Prosthetics and Orthotics International.* 2010;34(4):399-410.
5. Lloyd CH, Stanhope SJ, Davis IS, Royer TD. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. *Gait and Posture.* 2010;32(3):296-300.
6. Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis. *Journal of Biomechanics.* 2006;39(9):1621-1628.

7. Hansen AH, Childress DS, Miff SC. Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces. *Hum Mov Sci.* 2004;23(6):807-821.
8. McIntosh AS, Beatty KT, Dwan LN, Vickers DR. Gait dynamics on an inclined walkway. *J Biomech.* 2006;39(13):2491-2502.
9. Sadeghi H, Allard P, Duhaime M. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation.* 2001;80(1):25-32.
10. Devita P, Janshen L, Rider P, Solnik S, Hortobágyi T. Muscle work is biased toward energy generation over dissipation in non-level running. *J Biomech.* 2008;41(16):3354-3359.
11. Vrieling AH, van HG, Schoppen T, et al. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture.* 2008;28(2):235-242.
12. Fradet L, Alimusaj M, Braatz F, Wolf SI. Biomechanical analysis of ramp ambulation of transtibial amputees with an adaptive ankle foot system. *Gait and Posture.* 2010;32(2):191-198.
13. Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, Beatty KT. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. *Gait Posture.* 2008;27(3):518-529.
14. Powers CM, Boyd LA, Fontaine CA, Perry J. The influence of lower-extremity muscle force on gait characteristics in individuals with below-knee amputations secondary to vascular disease. *Phys Ther.* 1996;76(4):369--77; discussion 378-85.

15. Pillet H, Bonnet X, Lavaste F, Skalli W. Evaluation of force plate-less estimation of the trajectory of the centre of pressure during gait. Comparison of two anthropometric models. *Gait Posture*. 2010;31(2):147-152.
16. Loiret I, Paysant J, Martinet N, André JM. Evaluation of amputees. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*. 2005;48(6):307-316.
17. Miller WC, Deathe AB, Speechley M. Lower extremity prosthetic mobility: A comparison of 3 self-report scales. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;82(10):1432-1440.
18. Neptune RR, Kautz SA, Zajac FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*. 2001;34(11):1387-1398.
19. Neptune RR, Zajac FE, Kautz SA. Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait and Posture*. 2004;19(2):194-205.
20. Fraisse N, Martinet N, Kpadonou TJ, Paysant J, Blum A, André JM. Muscles of the below-knee amputees. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*. 2008;51(3):218-227.
21. Hunter LC, Hendrix EC, Dean JC. The cost of walking downhill: is the preferred gait energetically optimal? *J Biomech*. 2010;43(10):1910-1915.
22. Donelan JM, Kram R, Kuo AD. Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. *The Journal of Experimental Biology*. 2002;205:3717-3727.

23. Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R. Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture*. 2002;16:255-263.

Acknowledgment

This study was supported by the French National Research Agency, under reference ANR- 2010-TECS-020.

ANNEXES - FIGURES ET TABLEAUX

ANNEXES - LISTE DES FIGURES

Figure B-1 : Adaptation de la fosse contenant les plateformes de force au CERAH-Créteil	29
Figure B-2 : Aménagement des plateformes de force dans les deux sites de collecte. Les côtes sont en millimètres	29
Figure B-3 : Dispositifs reproduisant les situations contraignantes dans le laboratoire du CERAH-Créteil	30
Figure B-4 : Dispositifs reproduisant les situations contraignantes dans le laboratoire de l'IRR	30
Figure C-1 : Exemple de détection de la fin du cycle pendant un passage à plat d'un sujet asymptomatique. Dérivée de la position du marqueur MLG selon l'axe longitudinal du repère de mesure au cours du temps.	31
Figure C-2 : Illustration de la méthode de calcul de la longueur et de la largeur de pas. Le cadre de gauche présente la construction du repère de marche pour un cycle de marche. Le cadre de droite présente le vecteur pas qui est décomposé pour calculer la longueur et la largeur de pas	32
Figure C-3 : Construction du repère sur une PFF-Virtuelle	36
Figure D-1 : Corridors des angles, moments et puissances de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal des sujets asymptomatiques en montée de pente à 5% (rouge foncé), pente 12% (rouge clair), et à plat (en bleu)	49
Figure D-2 : Corridors des angles du bassin et du tronc dans le plan frontal, transverse et sagittal des sujets asymptomatiques en montée de pente à 5% (rouge foncé), pente 12% (rouge clair), et à plat (en bleu)	50
Figure D-3 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptomatiques en montée de pente à 5% (rouge foncé), pente 12% (rouge clair), et à plat (en bleu)	53
Figure D-4 : Corridors des angles, moments et puissances de la cheville, du genou et de la hanche dans le plan sagittal des sujets asymptomatiques en descente de pente à 5% (vert foncé), pente 12% (vert clair), et à plat (en bleu)	55
Figure D-5 : Corridors des angles du bassin et du tronc dans le plan frontal, transverse et sagittal des sujets asymptomatiques en descente de pente à 5% (vert foncé), pente 12% (vert clair), et à plat (en bleu)	56
Figure D-6 : Corridors composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptomatiques en descente de pente à 5% (vert foncé), pente 12% (vert clair), et à plat (en bleu)	59
Figure D-7 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan frontal des articulations du membre inférieur gauche des sujets asymptomatiques en dévers amont (rouge), en dévers aval (vert), et à plat (en bleu)	61
Figure D-8 : Corridors des angles dans le plan frontal du bassin et du tronc des sujets asymptomatiques en dévers amont (rouge), en dévers aval (vert), et à plat (en bleu)	62
Figure D-9 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan sagittal des articulations du membre inférieur gauche des sujets asymptomatiques en dévers amont (rouge), en dévers aval (vert), et à plat (en bleu)	63
Figure E-1 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur le membre appareillé des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.	65
Figure E-2 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur le membre controlatéral des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.	65
Figure E-3 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan sagittal des articulations du membre appareillé des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.	66
Figure E-4 : Corridors des angles, moments et puissances dans le plan sagittal des articulations du membre controlatéral des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptomatiques en gris.	67

Figure E-5 : Corridors des angles, moments et puissances **dans le plan frontal des articulations du membre appareillé des sujets amputés transtibiaux (TT)** à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

68

Figure E-6 : Corridors des angles, moments et puissances dans **le plan frontal des articulations du membre controlatéral** des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

69

Figure E-7 : Corridors des angles **dans les trois plans de l'espace du tronc et du bassin sur le cycle prothétique** des sujets amputés transtibiaux (TT) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

70

Figure E-8 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur **le membre appareillé** des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

71

Figure E-9 : Corridors des composantes de l'effort de réaction du sol sur **le membre controlatéral** des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

71

Figure E-10 : Corridors des angles, moments et puissances **dans le plan sagittal des articulations du membre appareillé** des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

72

Figure E-11 : Corridors des angles, moments et puissances **dans le plan sagittal des articulations du membre controlatéral** des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

73

Figure E-12 : Corridors des angles, moments et puissances **dans le plan frontal des articulations du membre appareillé** des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

74

Figure E-13 : Corridors des angles, moments et puissances **dans le plan frontal des articulations du membre controlatéral** des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

75

Figure E-14 : Corridors des angles **dans les trois plans de l'espace du tronc et du bassin sur le cycle prothétique** des sujets amputés transfémoraux (TF) à plat (en bleu). Corridor des sujets asymptotiques en gris.

76

Figure E-15 : Projection des corridors de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère R_{global} à plat (en bleu), en amont côté prothétique (amontA) (en rouge) et en aval côté sain (avalS) (en vert). * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).

78

Figure E-16 : Projection des corridors de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère $R_{situation}$ à plat (en bleu), en amont côté prothétique (amontA) (en rouge) et en aval côté sain (avalS) (en vert). * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).

80

Figure E-17 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

82

Figure E-18 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

83

Figure E-19 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

84

Figure E-20 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

84

Figure E-21 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

85

Figure E-22 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)

86

Figure E-23 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)

87

<i>Figure E-24 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	88
<i>Figure E-25 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	89
<i>Figure E-26 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	89
<i>Figure E-27 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	90
<i>Figure E-28 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux</i>	91
<i>Figure E-29 : Projection de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère Rglobal à plat (en bleu), en aval côté prothétique (en vert) et en amont côté sain (en rouge). Une différence significative d'un paramètre calculé sur les courbes entre le plat et la condition amont ou aval est indiqué par * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).</i>	96
<i>Figure E-30 : Projection de la résultante du torseur des efforts de réaction du sol dans le repère Rsituation à plat (en bleu), en aval côté prothétique (en vert) et en amont côté sain (en rouge). Une différence significative d'un paramètre calculé sur les courbes entre le plat et la condition amont ou aval est indiqué par * pour $p < 0.01$ et ** pour $p < 0.001$. Les conventions dans ces graphes sont pour la composante longitudinale antérieure (+), postérieure (-), pour la composante médio-latérale médiale (+), latérale (-) et pour la composante normale, vers le haut (+), vers le bas (-).</i>	98
<i>Figure E-31 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)</i>	100
<i>Figure E-32 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)</i>	101
<i>Figure E-33 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)</i>	102
<i>Figure E-34 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)</i>	102
<i>Figure E-35 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transtibiaux (TT)</i>	103
<i>Figure E-36 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transtibiaux (TT)</i>	104
<i>Figure E-37 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	105
<i>Figure E-38 : Angles, moments et puissances dans le plan frontal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	106
<i>Figure E-39 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	107
<i>Figure E-40 : Angles dans le plan frontal du tronc et du bassin pendant le cycle sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	107
<i>Figure E-41 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté prothétique à plat (en bleu) et en aval du dévers (en vert) chez les patients amputés transfémoraux</i>	108
<i>Figure E-42 : Angles, moments et puissances dans le plan sagittal à la cheville, au genou et à la hanche du côté sain à plat (en bleu) et en amont du dévers (en rouge) chez les patients amputés transfémoraux (TF)</i>	109

ANNEXES - LISTE DES TABLEAUX

Tableau C-1 : Modélisation segmentaire choisie et marqueurs	33
Tableau C-2 : Définitions des repères anatomiques des segments en statique	34
Tableau C-3 : Convention de signe pour le segment pied dans le plan frontal	37
Tableau C-4 : Convention de signe pour le segment pied dans le plan transverse	37
Tableau C-5 : Convention de signe pour le segment pied dans le plan sagittal	38
Tableau C-6 : Convention de signe pour le segment tibia dans le plan frontal	39
Tableau C-7 : Convention de signe pour le segment tibia dans le plan transverse	40
Tableau C-8 : Convention de signe pour le segment tibia dans le plan sagittal	40
Tableau C-9 : Conventions de signe pour le tronc dans le plan frontal	41
Tableau C-10 : Conventions de signe pour le tronc dans le plan transverse	41
Tableau C-11 : Conventions de signe pour le tronc dans le plan sagittal	42
Tableau D-1 : Base de données des sujets asymptomatiques	43
Tableau D-2 : Comparaison des paramètres spatio-temporels de la base de données de sujets asymptomatiques	44
Tableau D-3 : Comparaison des paramètres cinématiques de la base de données des sujets asymptomatiques	45
Tableau D-4 : Comparaison des paramètres dynamiques (moments, composantes de l'effort) de la base de données des sujets asymptomatiques	46
Tableau D-5 : Comparaison des paramètres spatio-temporels en montée de pente des sujets asymptomatiques avec Lay et al. (Lay, et al., 2006) Moy =moyenne, Std=écart-type	48
Tableau D-6 : Comparaison des paramètres cinématiques en montée de pente des sujets asymptomatiques avec Lay et al. (Lay, et al., 2006).	51
Tableau D-7 : Comparaison des paramètres dynamiques (moments articulaires) en montée de pente des sujets asymptomatiques avec Lay et al. (Lay, et al., 2006). Max= maximum, Moy= moyenne, Std=écart-type	52
Tableau D-8 : Comparaison des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptomatiques en montée de pente avec Lay et al..	53
Tableau D-9 : Comparaison des paramètres spatio-temporels des sujets asymptomatiques en descente de pente avec Lay et al. (Lay, et al., 2006)	54
Tableau D-10 : Comparaison des paramètres cinématiques des sujets asymptomatiques en descente de pente avec Lay et al. (Lay, et al., 2006)	57
Tableau D-11 : Comparaison des paramètres dynamiques (moments articulaires) des sujets asymptomatiques en descente de pente avec Lay et al. (Lay, et al., 2006)	58
Tableau D-12 : Comparaison des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans le repère de la pente (Rsituation) des sujets asymptomatiques en descente de pente avec Lay et al. (Lay, et al., 2006) N/A = non indiqué	59
Tableau D-13 : Pics des composantes de l'effort de réaction du sol projeté dans les repères Rsituation et R global pendant la marche à plat et en dévers des sujets asymptomatiques (* indique les différences significatives avec le plat avec $p < 0.05$)	60
Tableau D-14 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal des sujets asymptomatiques calculés à plat, en amont et en aval	62
Tableau D-15 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal des sujets asymptomatiques calculés à plat, en amont et en aval	64
Tableau E-1 : Composantes de l'effort de réaction du sol dans le repère Rglobal des sujets amputés à plat et en dévers, $p < 0.001$ **, $p < 0.01$ *	79
Tableau E-2 : Composantes de l'effort de réaction du sol des sujets amputés à plat et en dévers dans le repère Rsituation, $p < 0.001$ **, $p < 0.01$ *	81

<i>Tableau E-3 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en amont du dévers du côté prothétique (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)</i>	92
<i>Tableau E-4 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en aval du dévers du côté sain (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)</i>	93
<i>Tableau E-5 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en amont du dévers du côté prothétique (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)</i>	94
<i>Tableau E-6 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en aval du dévers du côté sain (et du côté gauche pour les sujets asymptomatiques)</i>	95
<i>Tableau E-7 : Composantes de l'effort de réaction du sol des sujets amputés à plat et en dévers dans le repère Rglobal, $p < 0.001$ **, $p < 0.01$ *</i>	97
<i>Tableau E-8 : Composantes de l'effort de réaction du sol des sujets amputés à plat et en dévers dans le repère Rsituation, $p < 0.001$ **, $p < 0.01$ *</i>	99
<i>Tableau E-9 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en aval du dévers du côté prothétique</i>	110
<i>Tableau E-10 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan frontal à plat et en amont du dévers du côté sain</i>	111
<i>Tableau E-11 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en aval du dévers du côté prothétique</i>	112
<i>Tableau E-12 : Paramètres cinématiques et dynamiques dans le plan sagittal à plat et en amont du dévers du côté sain</i>	113

ANALYSE DE LA MARCHÉ DES PERSONNES AMPUTEES DE MEMBRE INFERIEUR EN SITUATIONS CONTRAIGNANTES DE LA VIE COURANTE

RESUME : Le projet se situe dans le contexte du handicap moteur et plus spécifiquement concerne les personnes amputées de membre inférieur. Une autonomie de déplacement est redonnée aux patients grâce à l'appareillage et la rééducation qui restituent une partie des fonctions locomotrices. Cependant, l'autonomie des personnes amputées de membre inférieur est limitée par des situations plus contraignantes que la marche sur sol plat (plans inclinés, escaliers, dévers) et rencontrées quotidiennement. Le développement de nouveaux composants prothétiques et protocoles de rééducation peut permettre de réduire les difficultés des patients dans ces situations. Au préalable, il est nécessaire de comprendre le comportement du système ostéo-articulaire et des composants prothétiques lors de la locomotion en situations contraignantes de la vie courante. L'analyse quantifiée de la marche a été utilisée dans cet objectif de caractérisation de la locomotion. Les travaux de thèse s'inscrivent dans un projet de trois ans financé par l'ANR en partenariat avec deux centres d'appareillage et de recherche clinique, le INI-CERAH (Centre d'Études et de Recherche Appareillage des Handicapés) et l'IRR (Institut Régional de Médecine Physique et de Réadaptation), et un industriel, l'entreprise Proteor fabricant de composants prothétiques. Un protocole permettant d'étudier la locomotion et les adaptations de la locomotion entre cinq situations différentes de la vie courante a été mis en place. Une base de données unique et d'envergure, au vue de la littérature, a été créée. Elle regroupe les paramètres de la marche de 22 sujets amputés transtibiaux, de 21 sujets amputés transfémoraux et 30 sujets contrôles, ayant suivi le même protocole. Des paramètres biomécaniques ont été identifiés pour caractériser les adaptations de la locomotion des sujets amputés entre le plat et le dévers et la pente par comparaison aux adaptations des sujets contrôles entre le plat et ces situations. Cette méthode d'analyse novatrice permet d'appréhender la locomotion d'un groupe de sujet en tenant compte de la marche propre à chaque individu du groupe. Ces travaux de thèse apportent un protocole, une base de données et un complément de connaissances sur les mécanismes mis en jeu lors de la locomotion en pente et en dévers.

Mots clés : Amputation, Appareillage, Biomécanique, Locomotion, Dévers, Pentes

GAIT ANALYSIS OF LOWER LIMB AMPUTEE LOCOMOTION IN LIMITING SITUATIONS OF DAILY LIVING

ABSTRACT : Project deals with disability and particularly lower limb amputation. Fitting and rehabilitation restore part of locomotor system functions and allow lower limb amputee people to recover autonomy in motion. However, this autonomy is restricted due to more limiting situations than level walking (inclined surfaces, stairs, cross-slopes) patients have to face in everyday life. Developing new prosthetic components and rehabilitation protocols could reduce lower limb amputee people difficulties in these situations. In this aim, it is essential to understand the behavior of the osteo-articular system and of the prosthetic components while walking in limiting situations of daily living. Quantified gait analysis served this objective of locomotion characterization. PhD work is part of a three years project funded by ANR (French National Research Agency) in partnership with two clinical research centers, INI-CERAH and IRR, and an industrial, Proteor prosthetic components manufacturer. A protocol was set. It allows to study locomotion and locomotion adaptations of lower limb amputee people between five different daily living situations. A large and unique database, with regards to the literature, was created. It gathers parameters describing gait of 22 transfemoral amputee subjects, 21 transtibial amputee people and 30 control subjects, who followed the same protocol. Biomechanical parameters were identified to characterize amputee people locomotion adaptations between level walking and slopes and cross-slopes walking by comparing to locomotion adaptations of control subjects between flat surface and these situations. This innovative analysis method enables to analyze the locomotion of a group of people taking into account the gait pattern of each individual in the group. This work provides a protocol, a database and complementary analyses of mechanisms occurring during slope and cross-slopes locomotion.

Keywords : Amputation, Biomechanics, Cross-slopes, Locomotion, Prosthetic fitting, Slopes